

Aus dem Institut für Klinische Strahlenheilkunde
der Universitätskliniken Mainz
Direktor: Professor Dr. Diethelm

Untersuchungen zur Meßgeometrie an einem Spezial-
Flüssigkeits-Szintillationszähler
(Armac Liquid Scintillation Detector)

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen
Fakultät der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Hans Jörg Pongs
aus Bechtheim (Kreis Worms)
Mainz 1967

Dekan:Professor Dr.Diethelm

Referent:Privatdozent Dr.Wolf

Korreferent:Professor Dr.Diethelm



Inhalt

Einleitung.....	4
1. Beschreibung der zu untersuchenden Strahlenmeßanlage.....	7
2. Bisherige Untersuchungen.....	22
3. Methodik.....	22
4. Ergebnisse.....	27
5. Diskussion.....	49
Zusammenfassung.....	61
Literaturverzeichnis.....	63

E i n l e i t u n g

Seit dem Ende des zweiten Weltkrieges hat die Anwendung künstlich-radioaktiver Substanzen in Forschung und Technik zunehmend an Bedeutung gewonnen. Auch die moderne Medizin ist dadurch gekennzeichnet, daß Radioisotopenmethoden in ihr einen immer breiteren Raum einnehmen. Dabei wurden vor allem wesentliche Erweiterungen der diagnostischen Möglichkeiten erreicht. Da radioaktive Isotope zur Markierung vieler Verbindungen benutzt werden können, kann man mit ihrer Hilfe das Schicksal solcher Markierungen im menschlichen Körper, ihre Anreicherung in bestimmten Organen, ihren Abbau und ihre Exkretion verfolgen. Hieraus ergibt sich die Möglichkeit, mit Hilfe von radioaktiven Substanzen Funktionsprüfungen, Stoffwechseluntersuchungen und Lokalisationsuntersuchungen durchzuführen, die den Patienten wenig belästigen und unsere Kenntnis über viele Vorgänge in erheblichem Umfange erweitern. So ist die vollständige Aufklärung des Jodstoffwechsels und eine subtile Schilddrüsendiagnostik erst durch die Anwendung von Radiojod möglich geworden. Ebenso hat z.B. die Hämatologie durch die Radioisotopendiagnostik eine erhebliche Bereicherung erfahren. In der Szintigraphie wurde eine nuklearmedizinische Lokalisationsdiagnostik entwickelt, die ständig an Bedeutung gewinnt und heute bereits in der Lage ist, die Röntgendiagnostik in vielfacher Weise zu ergänzen.

Die in der Nuklearmedizin verwendeten Strahlungsmeßgeräte unterscheiden sich prinzipiell nicht von denen in anderen Sparten der Radioisotopenforschung benutzten. Es

wurden allerdings einige Spezialgeräte entwickelt, die den speziellen Problemen der Untersuchung am Menschen angepaßt sind. Zu diesen Apparaten gehört der Armac Liquid Scintillation Detector. Er ist ein Szintillationszähler, der mit einem flüssigen Szintillator arbeitet und eine Meßkammer von besonders großem Volumen besitzt. Es ist möglich, ihn als Whole-Body-Counter für Kleintiere zu verwenden, aber auch vor allem zu Externmessungen der Blutaktivität beim Menschen. Aufgabe der vorliegenden Dissertation war es, Untersuchungen an diesem Gerät über die Meßgeometrie durchzuführen, d.h. festzustellen, welchen Einfluß Lage und Entfernung eines radioaktiven Präparates auf die Messung besitzen.

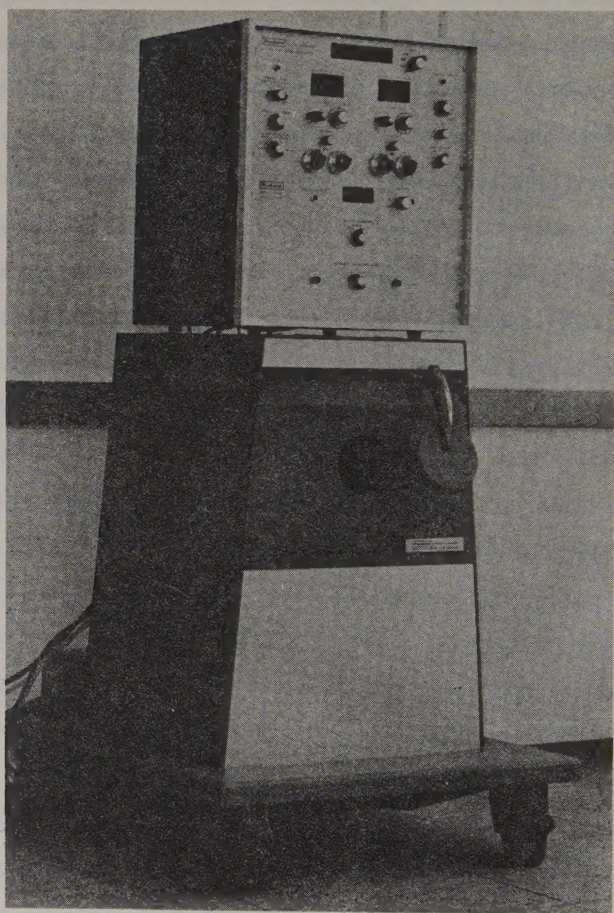


Abb.1. Packard Armac Scintillation Detector (Model 440)
mit Strahlenmeßgerät

1. Beschreibung der zu untersuchenden Strahlenmessanlage

Das optimale Nachweisgerät für Gammastrahlung ist der Szintillationszähler. Seine Wirkungsweise sei kurz beschrieben: Korpuskularstrahlen und Quanten rufen beim Auftreffen auf bestimmte Leuchtstoffe (sogenannte Phosphore) Leuchterscheinungen (=Szintillationen) hervor. Diese Phosphore sind elektrisch nichtleitende Kristalle und lassen sich in drei Gruppen einteilen:

1. Anorganische Verbindungen in Kristallform, die durch Metallionen aktiviert sind (d.h.: den Kristallen ist eine geringe Menge von Metallionen zugesetzt; die Metallionen sind von wesentlichem Einfluß auf die Szintillationsausbeute).
2. Organische Verbindungen in Form von durchsichtigen Einkristallen (z.B. Anthrazen, Transstilben, p-Terphenyl).
3. Fluoreszierende Flüssigkeiten (z.B. p-Terphenyl in Toluol oder p-Terphenyl in Kunststoff).

Die Lichtemission in einem Szintillator entsteht auf folgende Weise:

Die auf den Szintillator auftreffende Gammastrahlung erzeugt in diesem freie Elektronen (durch Photoeffekt, Comptoneffekt und eventuell Paarbildung). Die energiereichen Elektronen können ihrerseits weitere Elektronen befreien, beziehungsweise anregen. Als Folge dieser und weiterer tertiärer und quartärer Prozesse befindet sich der Szintillator für kurze Zeit (10^{-8} bis 10^{-6} sec) in angeregtem Zustand, d.h.: er besitzt einen Überschuß an Energie. Dieser Überschuß

wird in Form von Lichtquanten (=Photonen) frei. Bei den üblichen Szintillatoren sind es vor allem Photonen des sichtbaren Lichtes und des langwelligen ultravioletten Bereiches. Da die entstehenden Szintillationen außerordentlich schwach sind, können sie nicht mit dem Auge wahrgenommen werden. Man benutzt für ihren Nachweis vielmehr eine Photokathode, um das Licht in Elektronen umzusetzen. Photokathoden besitzen die Eigenschaft, daß Lichtquanten (=Photonen) bestimmter Energie aus ihrer Oberfläche Elektronen auslösen können. Dabei muß die spektrale Empfindlichkeit der Photokathode möglichst mit dem Emissionsbereich des Szintillators übereinstimmen. An der Oberfläche der Photokathode wird je Photon ein Elektron befreit, dessen kinetische Energie gleich der Differenz der Energie des Lichtquanten und der Austrittsarbeit ist. Das bedeutet aber, daß die Zahl der entstehenden Elektronen gleich der Zahl der Lichtquanten, also proportional der Intensität der auftreffenden Strahlung ist. Es entsteht also ein elektrischer Ladungsimpuls, der allerdings außerordentlich schwach ist. Deswegen muß eine weitere Verstärkung in einem speziellen Gerät (Photosekundärvervielfacher oder Photomultiplier) stattfinden. In diesem Multiplier befinden sich eine Anzahl von Elektroden, die als Dynoden bezeichnet werden und zwischen denen jeweils eine Spannung von 300 Volt liegt. Die Elektronen, die aus der Photokathode stammen, werden durch die Spannung beschleunigt, treffen auf die erste Dynode auf und lösen aus dieser eine größere Anzahl von Elektronen aus. Diese vermehrte Zahl von Elektronen wird wieder auf die nächste Dynode beschleunigt usw., so daß nach 10 bis 12 Stufen schließlich die Zahl der

ursprünglich aus der Photokathode entstandenen Elektronen um den Faktor 10^6 vermehrt ist. Der am Ausgang des Photomultipliers schließlich entstandene Ladungsimpuls ist groß genug, um über einen Vorverstärker und ein Kabel dem Strahlenmeßgerät zugeführt zu werden. Die Höhe der am Ausgang des Photomultipliers entstehenden Ladungsimpulse ist proportional der im Szintillator absorbierten Strahlungsenergie.

Die für diese Untersuchungen verwendete Strahlungsmeßanlage besteht insgesamt aus drei Teilen:

1. Packard Armac Scintillation Detector (s.u.!))
2. Der Detektor ist mit einem Strahlenmeßgerät verbunden.
(In diesem Fall: Packard Tri-Carb Liquid Scintillation Spectrometer)
3. Daran angeschlossen ist ein automatischer Drucker.
(Packard Parallel Entry Readout & Printer Model 402)

Die äußeren Maße des Armac Scintillation Detectors betragen:

Höhe	39,5	inch	=	100,33	cm
Breite	37,25	"	=	94,62	"
Tiefe	31	"	=	78,74	"

(1 inch entspricht 2,54 cm)

Die Meßkammer des Detektors (siehe Abb. 2!) ist ein Zylinder von 8 inch (=20,32 cm) Länge und 4,25 inch (=10,8 cm) Durchmesser. Der Rauminhalt beträgt 1800 ccm. Umgeben ist die Meßkammer von einer Szintillationsflüssigkeit (eine Mischung von 5 g/l Diphenyloxazole und 0,5 g/l Dimethylpopop). Am hinteren Ende des Szintillatorbehälters sind sechs Photomultiplier angebracht. Eine 2 inch (=5,08 cm) dicke Bleiab-

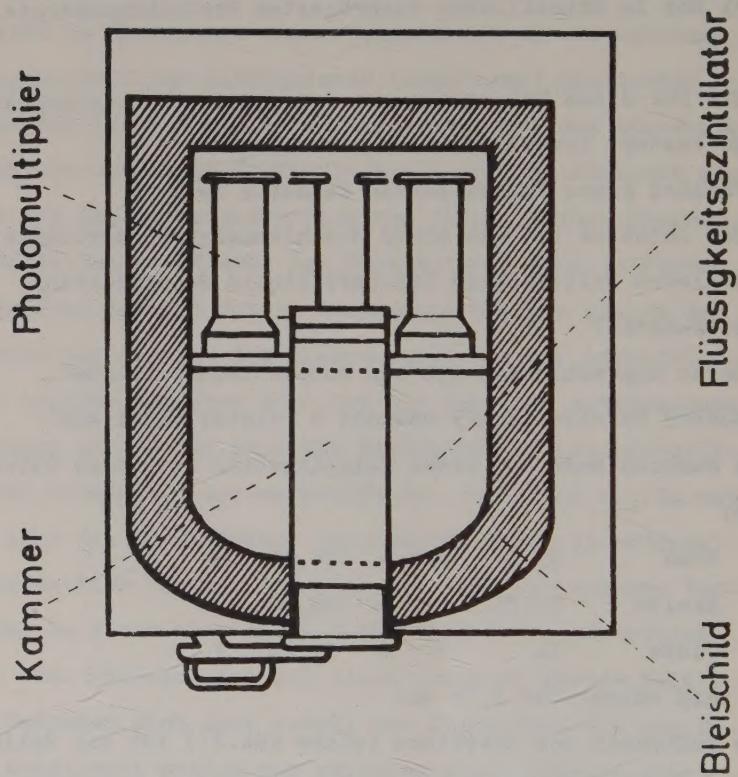


Abb.2. Querschnitt durch den Armac Scintillation
Detector

schirmung umgibt den ganzen Detektor. Für die klinischen Untersuchungen wird vor den Armac Scintillation Detector eine Bahre in der Weise aufgestellt, daß der zu untersuchende Patient bequem liegend seinen Unterarm in die Meßkammer hineinhalten kann.

Beschreibung des verwendeten Strahlungsmeßgerätes:

Der von dem Armac Scintillation Detector kommende Impuls wird einem Strahlungsmeßgerät zugeführt, das die zu dem Betrieb eines Detektors notwendigen Versorgungs- und Betriebseinrichtungen enthält. Diese bestehen aus einer Hochspannungsquelle für den Betrieb des Photomultipliers, einem Linearverstärker, einer elektronischen Uhr und einem Scaler, der zur digitalen Registrierung der Strahlungsintensität dient. Außerdem enthält das Gerät einen Gammaspektrometer oder Impulshöhenanalysator. Zur Messung der von dem Detektor kommenden Impulse, die proportional der in dem Szintillator absorbierten Gammastrahlenenergie sind, wurde bei diesen Untersuchungen ein Packard Tri-Carb Liquid Scintillation Spectrometer verwendet. Der Spektrometer dieses Strahlungsmeßgerätes läßt sich so einstellen, daß er nur Impulse einer bestimmten Amplitudenhöhe zur Zählung kommen läßt und Impulse anderer Stärke ausschließt. Auf diese Weise kann das Gammaspektrum (d.h.: die Verteilung der verschiedenen Frequenzen oder das Energie-Impulshöhendiagramm) eines Radioisotops aufgezeichnet werden.

Ein Impulshöhenanalysator wirkt auf folgende Weise: Der wesentliche Teil eines Gammaspektrometers oder eines Impuls-

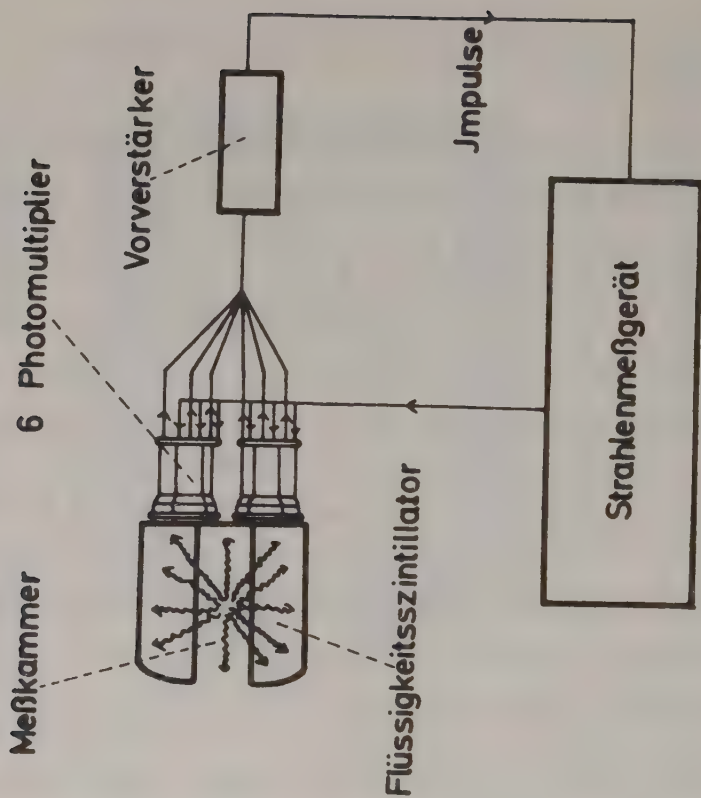


Abb.3. Zählvorgang in dem Detektorsystem

höhenanalysators ist eine Diskriminatorschaltung mit nachfolgender Antikoinzidenzstufe, die nur Impulse einer bestimmten einstellbaren Amplitudenhöhe zur Registrierung kommen läßt. Das bei einer Messung erfaßbare Intervall von Impulshöhen heißt Kanal, seine Begrenzung Kanalbreite. Zwei Schwellendiskriminatoren (D_1 und D_2) mit der Spannung U_1 und U_2 (siehe Abb. 4!) werden am Eingang parallel und am Ausgang derart auf eine Antikoinzidenzstufe geschaltet, daß ein Ausgangsimpuls von D_1 nur dann zum Ausgang der Antikoinzidenzstufe geleitet wird, wenn nicht gleichzeitig der Diskriminator D_2 anspricht. Man erhält also am Ausgang der Antikoinzidenzstufe nur dann einen Impuls, wenn der Eingangsimpuls die Schwellenspannung U_1 überschritten, U_2 aber noch nicht erreicht hat. Das nachgeschaltete Zählgerät registriert nur Impulse, deren Amplitude zwischen U_1 und U_2 liegt. Man bezeichnet U_1 als Kanallagenspannung, $(U_2 - U_1)$ als Kanalbreitenspannung. Es ist nun möglich, die Kanallagenspannung bei konstanter Kanalbreite so zu verändern, daß das ganze Amplitudenspektrum eines Radioisotops abgefragt werden kann.

Die Vorteile der Impulshöhenanalyse seien kurz erläutert: Auf jedes Strahlungsmeßgerät wirken aus der Umgebung (Höhenstrahlung und andere radioaktive Substanzen in der Nähe) Strahlen verschiedener Art und Stärke ein. Außerdem werden in der Photokathode eines Szintillationszählers durch thermische Emissionen Elektronen ausgelöst, die ebenfalls am Photomultiplier Impulse erzeugen (=Rauschen). Gerade beim Arbeiten mit kleinen Aktivitäten - wie es bei diesen Untersuchungen der Fall war - kann dieser Nulleffekt zu falschen

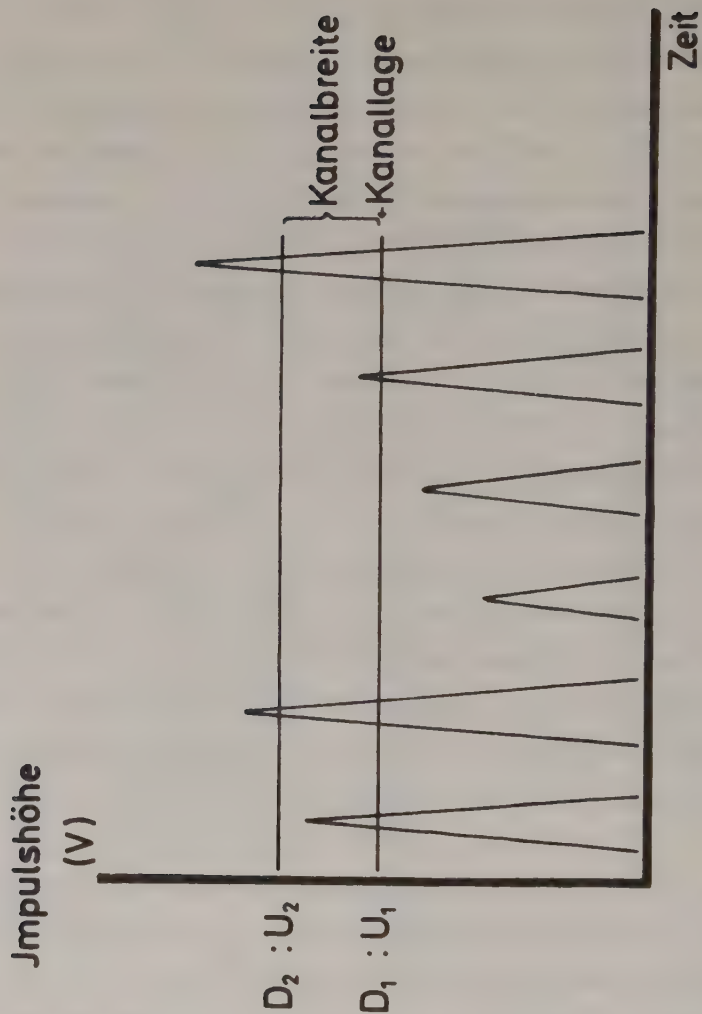


Abb.4. Wirkungsweise eines Gammaspektrometers

Meßergebnissen führen, wenn das Verhältnis zwischen der zu messenden Impulsrate und der Rate des Untergrundes zu klein wird. Mit Hilfe einer vorher durchgeführten Gammaskopie kann die durch die Strahlung aus der Umgebung und durch das Rauschen bedingte Untergrundimpulsrate möglichst klein gehalten werden. In den Abbildungen 5 bis 8 sind die Impulshöhendiagramme der verwendeten Radioisotope dargestellt, die vor den Routinemessungen mit dem für diese Untersuchungen benutzten Messsystem ermittelt wurden. Bei Routinemessungen wird nun die Zähldiskriminatorspannung (U_1) in die Senke vor der Energiespitze des Spektrums des gerade benutzten Radioisotops, die Sperrdiskriminatorspannung (U_2) an das Ende des Spektrums eingestellt.

Das in einem Flüssigkeitsszintillator erzeugte Spektrum unterscheidet sich wesentlich von dem eines Natriumjodidkristalls. Bei einem Natriumjodidkristall wird ein beträchtlicher Anteil der auftreffenden Gammastrahlung - der Prozentsatz hängt von der Dicke des Kristalls und der Gammastrahlenenergie ab - vollständig in dem Kristall absorbiert und erscheint im Impulshöhendiagramm als sogenannter Photopeak, einer relativ scharfen Linie, die der Emissionsenergie des Radioisotops entspricht. An diesen Photopeak schließt sich ein zweiter Gipfel an, der erheblich flacher verläuft, der sogenannte Compton-Peak, der auf einer unvollständigen Absorption der Gammastrahlen und auf dem Nachweis gestreuter Gammastrahlen beruht. Bei einem Flüssigkeitsszintillator kommt es infolge seiner niedrigen Ordnungszahl nur in verschwindend geringem Maße zu einer vollständigen Absorption

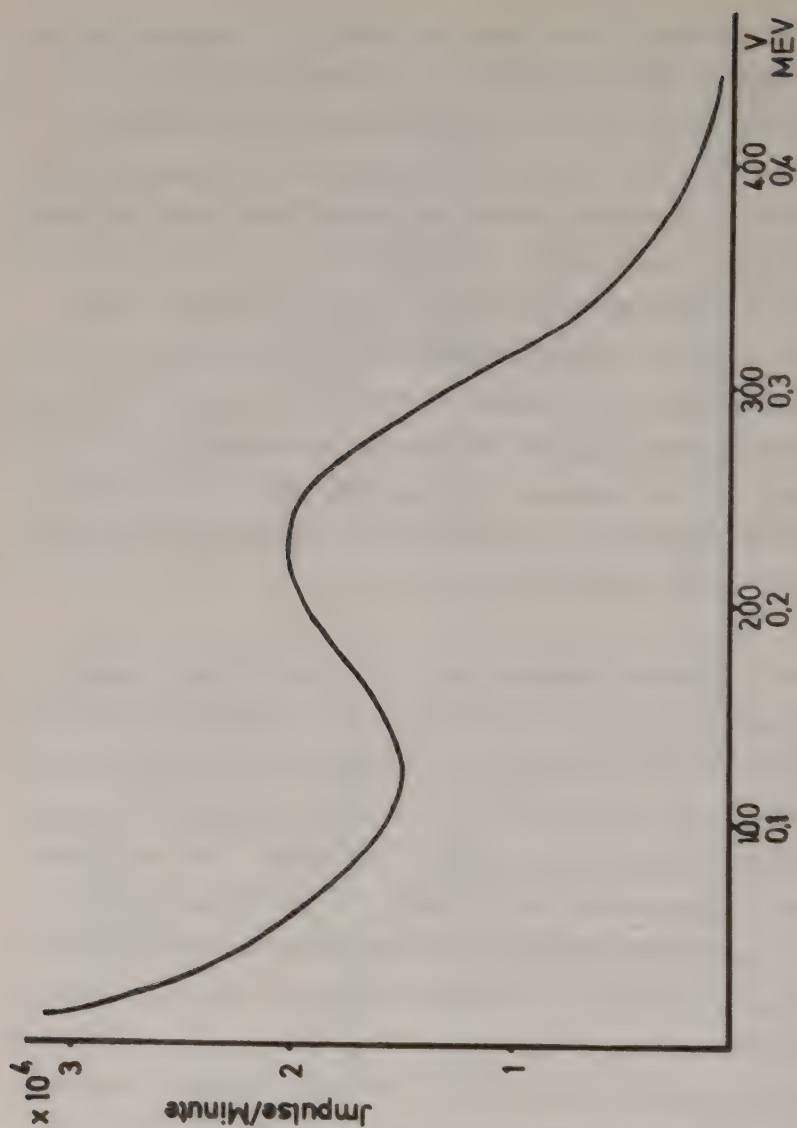


Abb.5. ^{131}J -Spektrum (Armac)

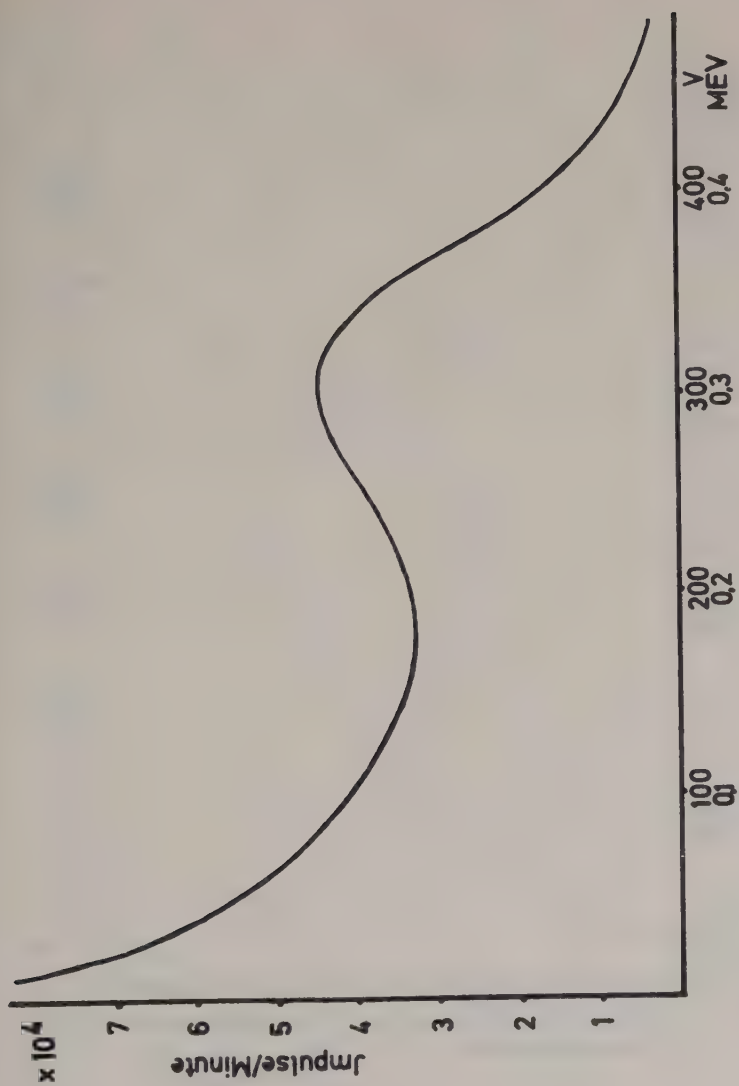


Abb. 6. ^{198}Au -Spektrum (Armac)

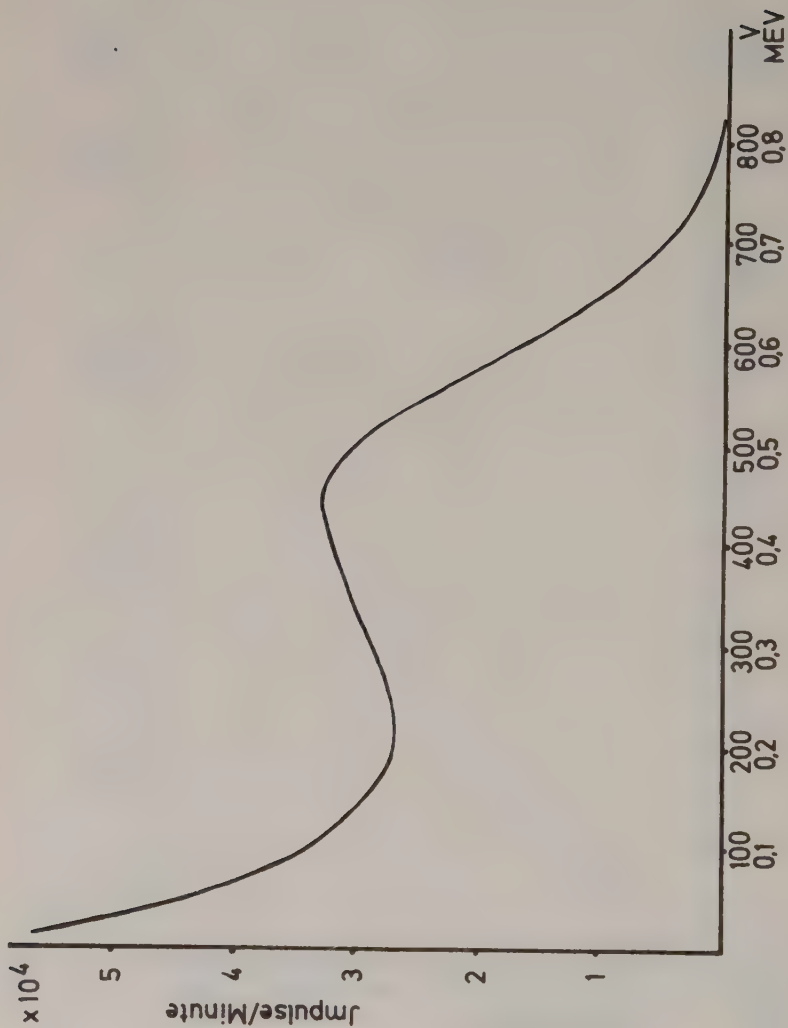


Abb.7. ^{137}Cs -Spektrum (Armac)

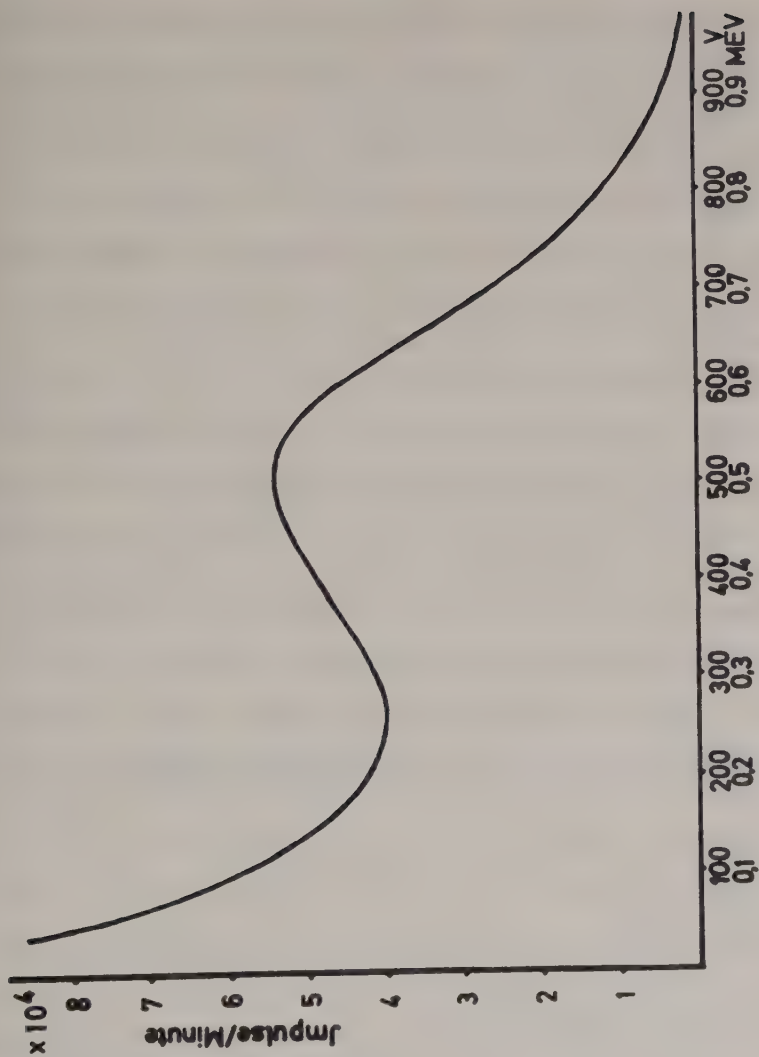


Abb.8. ^{59}Fe -Spektrum (Armac)

der Gammaquanten. Man bemerkt daher im Impulshöhendiagramm keinen Photopeak, sondern nur den auf der Compton-Wechselwirkung beruhenden Peak und einen steilen Anstieg der Impulsraten bei sehr niedrigen Energien, der auf dem thermischen Rauschen beruht. Das Auflösungsvermögen eines Flüssigkeitsszintillators ist daher erheblich geringer als das eines Kristallszintillators. Es ist nur dann möglich, zwei Radioisotope bei der Messung mit einem Flüssigkeitsszintillator meßtechnisch voneinander getrennt zu erfassen, wenn ihre Gammaenergien sich erheblich voneinander unterscheiden, wie z.B. radioaktives Eisen und radioaktives Jod. Das Auflösungsvermögen dieser Meßanlage für die verwendeten Radioisotope ist in der folgenden Tabelle wiedergegeben. (Als Maß für das Auflösungsvermögen gibt man die prozentuale Halbwertsbreite des Spektrums an; es wird errechnet, indem man die Differenz zwischen der Energie des Peaks und der Energie der halben Höhe des Spektrums durch die Energie des Peaks dividiert und das Ergebnis mit 100 multipliziert.)

Radioisotop	Auflösungsvermögen in %
^{131}J	41
^{198}Au	20,8
^{137}Cs	32
^{59}Fe	36,5

Der Armac Scintillation Detector ist geeignet, Strahlungen radioaktiver Substanzen in lebenden wie toten Kleintieren (Mäuse, Ratten, Meerschweinchen, Tauben usw.) zu messen. Daneben können Wasser-, Kot-, Urin-, Milch-, Blutproben und ähnliches untersucht werden. Außerdem werden mit dem Armac Scin-

tillation Detector Blut-Clearance-Untersuchungen (Durchblutungs- und Funktionsprüfungen von Organen) am Menschen selbst vorgenommen. Zu diesem Zweck wird dem Patienten ein Radioisotop in die Blutbahn injiziert und die Radioaktivität in einem Unterarm, den der Patient in die Meßkammer hält, gemessen. (Voraussetzung ist allerdings, daß der Verteilungsraum des benutzten Radioisotops die Blutbahn ist und kein Übertritt in das Interstitium oder das Knochenmark während der Meßzeit erfolgen kann.) Diese Methode ermöglicht es, wiederholte Venenpunktionen zu vermeiden, die solche Untersuchungen für den Patienten lästig werden lassen. An dieser Stelle soll als Beispiel für solche Untersuchungen kurz das Prinzip eines Leberfunktionstestes mit dem Armac Scintillation Detector beschrieben werden: 1. Eine bestimmte Menge Bengalrosa oder Radiogold wird intravenös injiziert. 2. Im Armac Scintillation Detector wird fortlaufend die Intensität des Radioisotops im Unterarm gemessen und so die Eliminationskurve und die Eliminationszeit bestimmt. 3. Gleichzeitig wird mit einem anderen Strahlungsmeßgerät ebenfalls kontinuierlich die Radioaktivität in der Leber registriert. Bei lebergesunden Menschen zeigen die Impuls-Zeitkurven einen charakteristischen Verlauf, bei leberkranken Menschen sind sie verändert. Aus den Relationen der Eliminationskonstanten lassen sich also pathophysiologisch wichtige Aussagen über Leberdurchblutung und Leberfunktion machen. (1, 3, 4, 7, 8, 10, 11, 15, 17, 19, 22, 31, 33)

2. B i s h e r i g e U n t e r s u c h u n g e n

Der einzige bisherige Beitrag zu der Aufgabe dieser Dissertation ist in der Beschreibung des Armac Scintillation Detectors der Firma Packard zu finden. Es handelt sich um eine Darstellung der Isoimpulskurven im Inneren der Meßkammer bei geschlossener Klappe, die in der Abbildung 9 wiedergegeben ist. (23)

3. M e t h o d i k

Ziel dieser Untersuchungen war es, den Verlauf der Isoimpulskurven erstens im Inneren der Meßkammer bei geschlossener und geöffneter Kammerklappe, zweitens vor dem Meßgerät bei Verwendung verschiedener Bleiabschirmungen zu ermitteln. Zur Herstellung der fast punktförmigen Meßquelle wurde eine geringe Menge des jeweils benutzten Radioisotops in ein unten spitz zulaufendes Glasröhrchen, das an einem in der Höhe verstellbaren Ständer befestigt war, pipettiert. Für die Messung der Isoimpulskurven wurde ein rechtwinkliges Punkt-Koordinatensystem verwendet.

Lage der Koordinatenfläche:

1. Als Ordinatenachse wurde die Linie gewählt, die durch die Mittelachse der Meßkammer verläuft. Die einzelnen Ordinaten verlaufen dabei parallel, die Abszissen senkrecht dazu.
2. Die Koordinatenfläche lag horizontal und in einer solchen Höhe, daß die fast punktförmige Meßquelle, wenn sie auf der

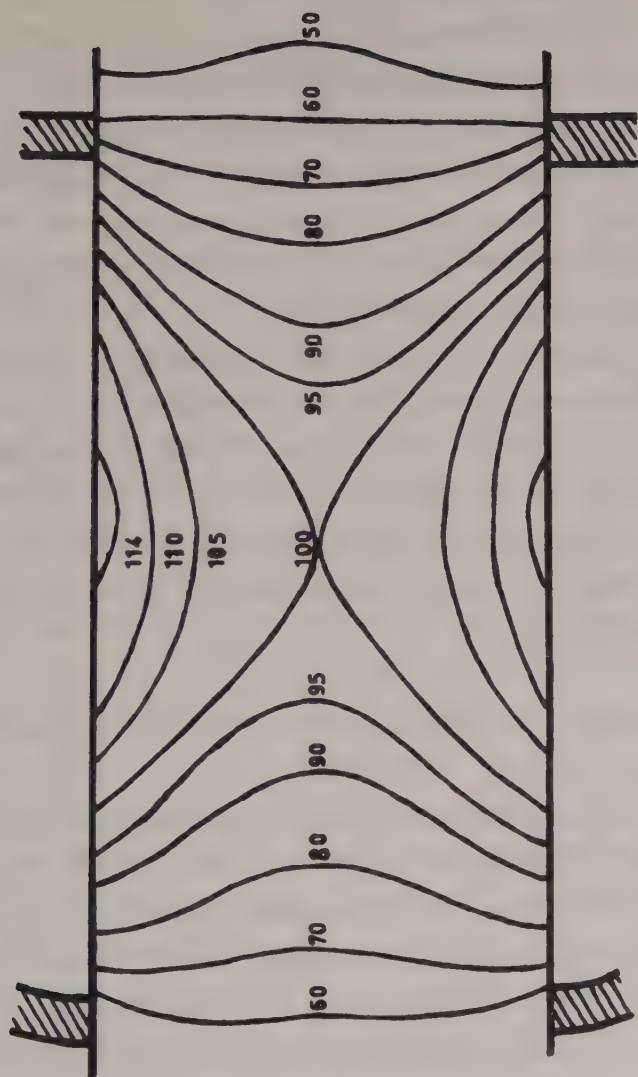


Abb.9. Verlauf der Isoimpulskurven in der Meßkammer

Ordinatenachse bewegt wurde, genau auf der Achse der zylinderförmigen Meßkammer und ihrer Verlängerung wanderte.

3. Als Abstand der einzelnen Koordinatenpunkte wurde bei Innenmessungen eine Entfernung von einem Zentimeter, bei Außenmessungen von fünf Zentimetern gewählt.

4. Bei der Messung war die Kenntnis der absoluten Größe der Einzelaktivitäten ohne Interesse, sondern nur der Kurvenverlauf. Der Meßeffect in der Mitte der Kammer wurde als Bezugspunkt gleich 100 gesetzt.

Die Isoimpulskurven wurden auf folgende Weise ermittelt: Auf jedem Koordinatenpunkt wurde der Meßeffect eines bestimmten Radioisotops registriert. Anschließend wurde von jeder Abszisse und Ordinate der Kurvenverlauf des Meßeffectes graphisch dargestellt. Mit dieser Methode war leicht jeder Punkt eines bestimmten Meßeffectes auf der Koordinatenfläche zu finden.

Als Fehlerquellen kamen bei diesen Untersuchungen folgende Punkte in Frage:

1. Der radioaktive Zerfall unterliegt statistischen Schwankungen. Zur Vermeidung des hieraus resultierenden Fehlers wurde der Zeitraum einer einzelnen Messung relativ groß gewählt (1 min.). Die Mindestimpulszahlen in diesem Zeitraum lagen bei den Routinemessungen je nach Stärke des Präparates bei 7000 bis 8000 Impulsen pro Minute. Dies entspricht einem mittleren relativen Fehler von $100/\sqrt{7000}$ beziehungsweise $100/\sqrt{8000}$ gleich 3,7 bis 3,4 Prozent.

2. Aus der Umgebung eines Strahlenmeßgerätes erfolgt ständig eine Einstrahlung (Höhenstrahlung und andere Strahler in der

Nähe). Dieser Nulleffekt wechselt unter Umständen seine Intensität. Vor jeder Messung wurde deshalb der Nulleffekt bestimmt und bei der Auswertung der Ergebnisse von dem Rohwert der gemessenen Impulse abgezogen. Außerdem wurden für jedes verwendete Radioisotop Spektren gemessen und das Gerät entsprechend auf den Spektralbereich des Isotops eingestellt.

3. Die Intensität eines radioaktiven Präparates vermindert sich durch radioaktiven Zerfall ständig. Die bei diesen Untersuchungen verwendeten Radioisotope besitzen eine kurze Halbwertszeit. Außerdem lagen zwischen den einzelnen Messungen oft große Zeiträume, da das Gerät für klinische Untersuchungen besetzt war. Es konnte also niemals die ganze Koordinatenfläche innerhalb eines kurzen Zeitraumes ausgemessen werden. Zur Korrektur des Abfalls der Intensität durch radioaktiven Zerfall wurden Standardmessungen durchgeführt. Die Koordinatenachse (sie entspricht der Achse der Meßkammer und ihrer Verlängerung) wurde mehrmals hintereinander ausgemessen und die relative Intensität für jeden Punkt der Koordinatenachse (der Kammermittelpunkt besitzt die relative Intensität von 100) bestimmt. Anschließend wurden die Abszissen der Koordinatenfläche ohne Berücksichtigung des radioaktiven Zerfalls in oft großen Zeitabständen gemessen. Die relative Intensität für jeden Punkt jeder Abszisse (und damit auch für jeden Punkt der Koordinatenfläche) konnte leicht ermittelt werden, da ihre Größe für den Kreuzungspunkt jeder Abszisse mit der Koordinatenachse durch die vorher durchgeführten Standardmessungen schon bekannt war. Dieses Verfahren erwies sich als einfacher als eine rechnerische

Korrektur.

4. Alle impulsgebende Detektoren und impulsverarbeitende elektronische Stufen sind nach jedem Impuls eine gewisse Zeit unfähig, einen in dieser Totzeit neu ankommenden Impuls aufzunehmen. Mit steigender Impulsrate (=zunehmende Aktivität) wächst die Wahrscheinlichkeit, daß Impulse in die Erholzeit des vorherigen fallen und nicht registriert werden. Da die bei den Routinemessungen auftretenden Impulsraten 60000 pro Minute nicht überschritten, spielten Koinzidenzverluste hier keine Rolle.

Für klinische Untersuchungen wurden bisher zwei Bleiklötze (20 x 10 x 5 cm) als Abschirmung gegenüber dem Patienten benutzt. Sie wurden zwischen die Kammeröffnung und dem Lebergebiet des Patienten plziert. Für diese Arbeit wurde zusätzlich eine Bleimanschette angefertigt, um eine verbesserte Abschirmung zu erzielen. Sie ist ein Zylinder von 15 cm Länge und 12,5 cm Durchmesser. Ihre Wanddicke beträgt 7 cm. Sie wird direkt vor der Kammeröffnung um den Oberarm des Patienten gelegt.

4. E r g e b n i s s e

Die Untersuchungen wurden mit folgenden Radioisotopen durchgeführt:

Element	Atomgewicht	Halbwertszeit	Gammaenergie (keV)
Jod (J)	131	8,05 d	364
Gold (Au)	198	2,7 d	411
Caesium (Cs)	137	30 a	660
Eisen (Fe)	59	45 d	1098

Von diesen Radioisotopen werden ^{198}Au , ^{131}J und ^{59}Fe zu klinischen Untersuchungen verwendet. Die Aktivität der Meßquellen betrug bei Messungen in der Meßkammer ungefähr ein Mikrocurie, bei Messungen außerhalb der Meßkammer das Doppelte oder Dreifache. Die Meßergebnisse sind in Form von Isoimpulskurven in den Abbildungen 10 bis 29 wiedergegeben. Die Zahlen an den Isoimpulslinien bedeuten die relative Intensität, bezogen auf den Mittelpunkt der Meßkammer, der gleich 100 gesetzt wurde.

Es war abschließend zu untersuchen, welchen Einfluß die Größe eines radioaktiven Präparates auf das Meßergebnis in der Meßkammer hat. Dazu wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt:

1. In runde Glasgefäße mit verschiedenen Durchmessern von zwei bis sieben Zentimetern wurden je fünf Milliliter Radiojod gleicher Konzentration pipettiert und anschließend der Flüssigkeitsspiegel mit destilliertem Wasser auf einen Zentimeter angehoben. Jedes Gefäß wurde mit dem Mittelpunkt der Flüssigkeit in die Kammermitte gestellt und für jedes Glas

zehn Messungen von je einer Minute Dauer unternommen und der Mittelwert daraus errechnet.

Durchmesser	Mittelwert der Impulse bei 10 Messungen zu je 1 Minute
2 cm	8550 $\pm$ 50
3 "	8540 $\pm$ 80
4 "	8560 $\pm$ 100
5 "	8600 $\pm$ 50
6 "	7900 $\pm$ 20
7 "	8500 $\pm$ 40

Die geringen Abweichungen der Mittelwerte beruhen auf der Ungenauigkeit beim Pipettieren.

2. In ein rundes Glasgefäß von drei Zentimetern Durchmesser wurde eine bestimmte Menge Radiojod pipettiert. Anschließend wurde der Flüssigkeitsspiegel mit destilliertem Wasser von einem bis auf fünf Zentimeter erhöht und wie bei der ersten Versuchsreihe gemessen.

Flüssigkeitshöhe	Mittelwert der Impulse bei 10 Messungen zu je 1 Minute
1 cm	7900 $\pm$ 30
2 "	7900 $\pm$ 10
3 "	7898 $\pm$ 20
4 "	7900 $\pm$ 20
5 "	7910 $\pm$ 40

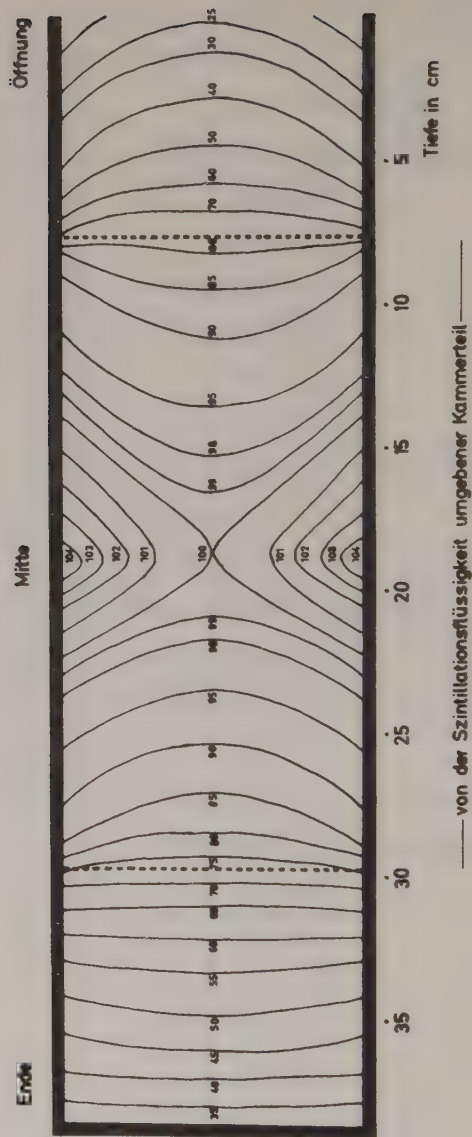


Abb.11. Isoimpulskurven (^{137}Cs) in der Meßkammer bei
geöffneter Klappe

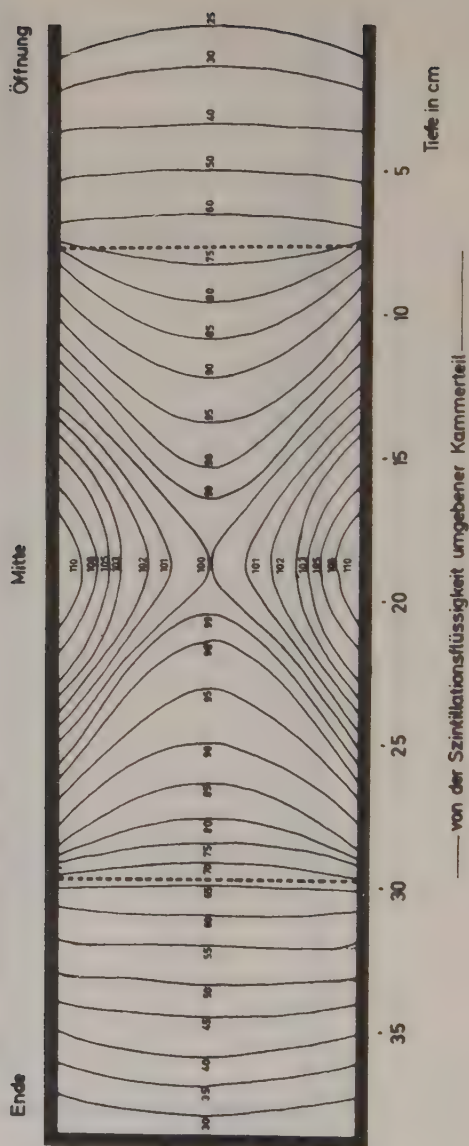


Abb.13. Isoimpulskurven (^{59}Fe) in der Meßkammer bei geöffneter Klappe

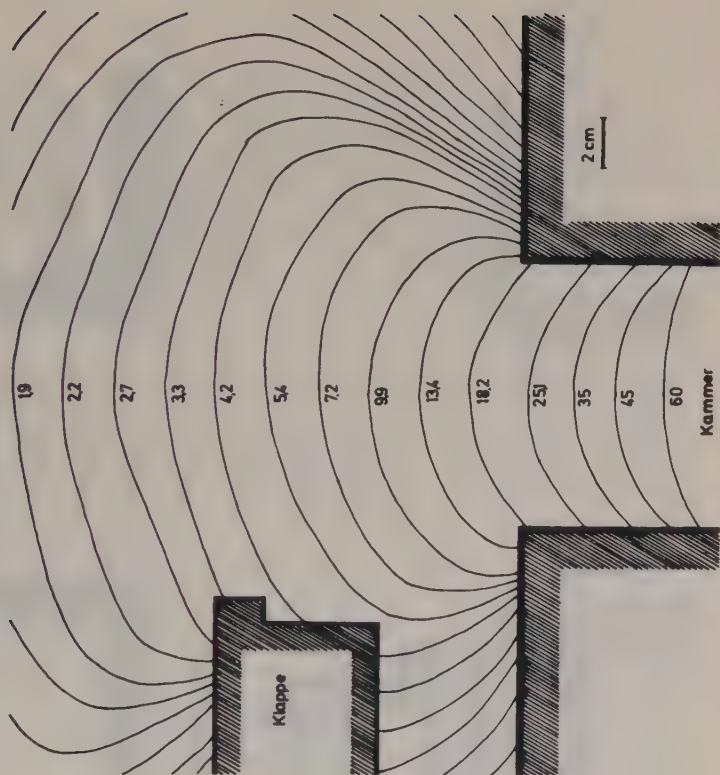


Abb.14. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (ohne Abschirmung)

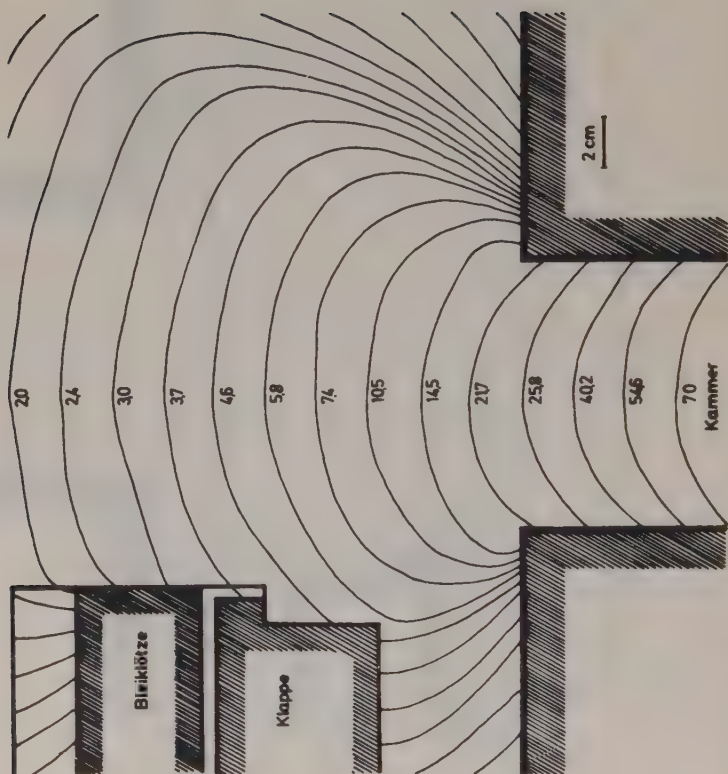


Abb.15. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Bleiklötze)

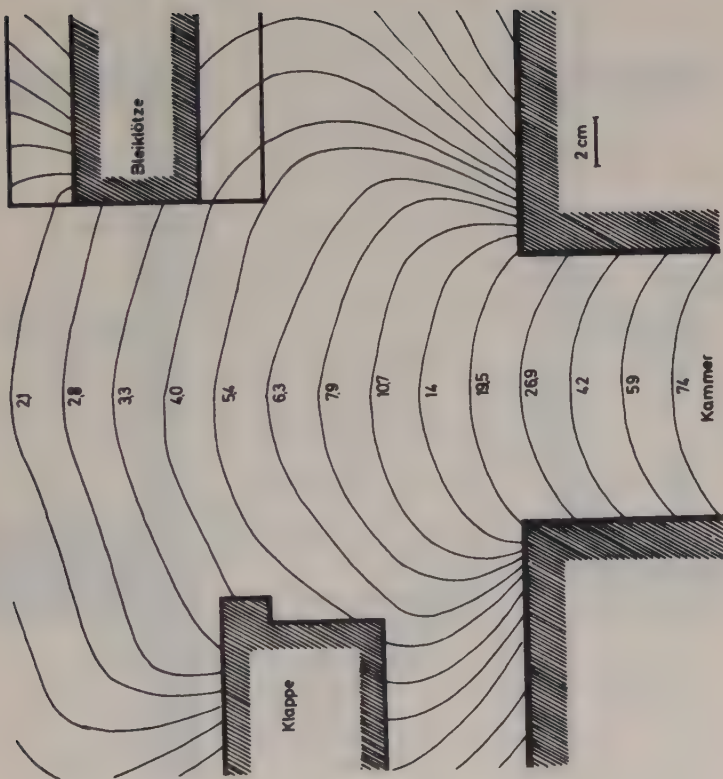


Abb.16. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Bleiklötze)

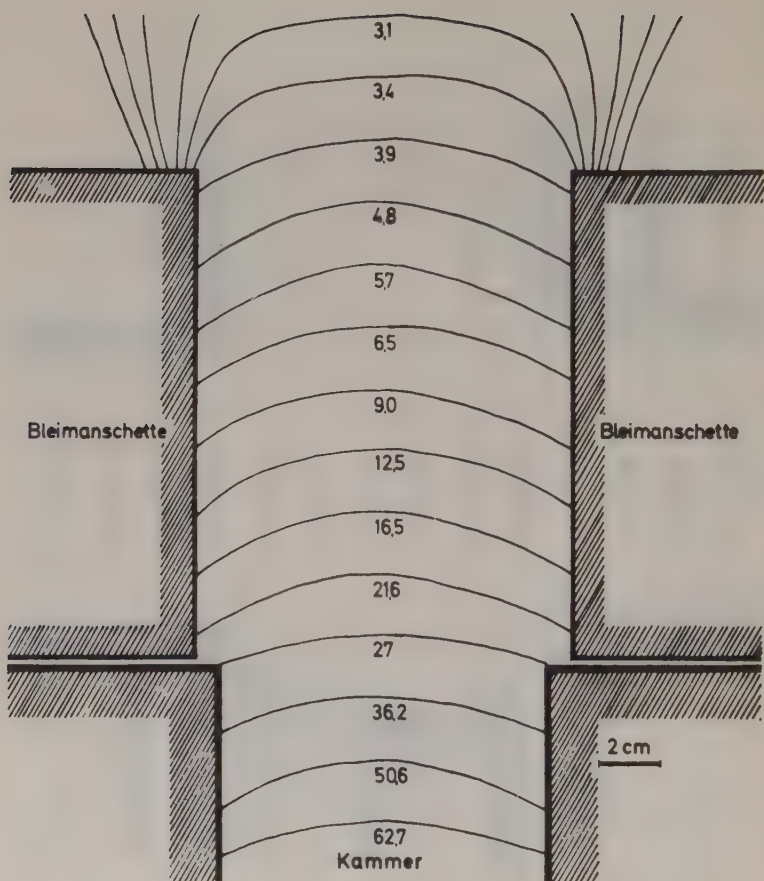


Abb.17. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Schutzmanschette)

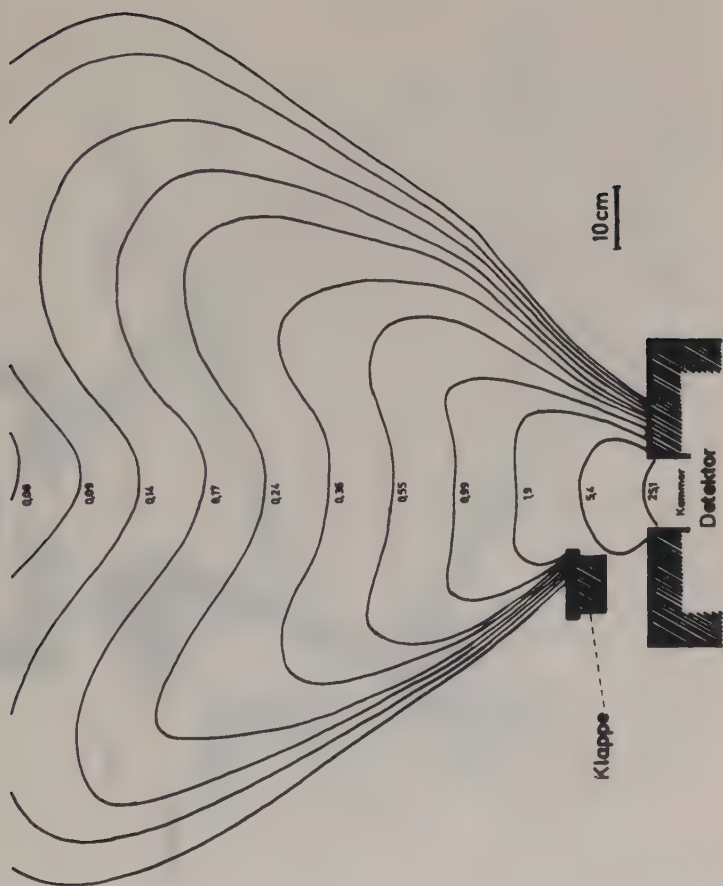


Abb.18. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (ohne Abschirmung)

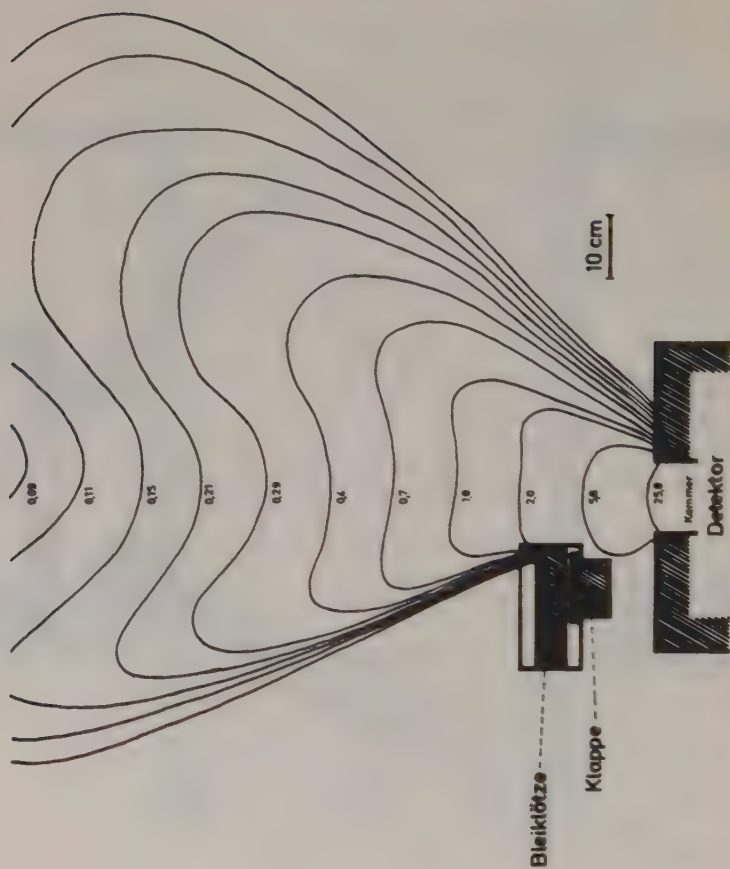


Abb.19. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Bleiklötze)

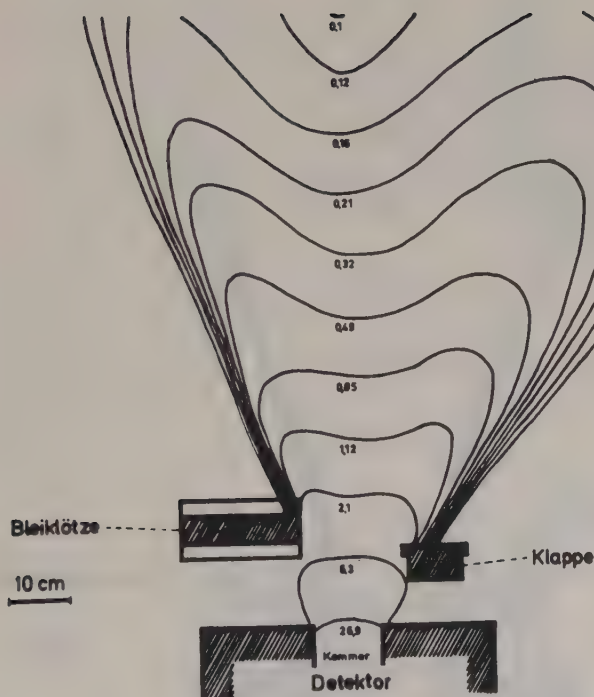


Abb.20. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Bleiklötze)

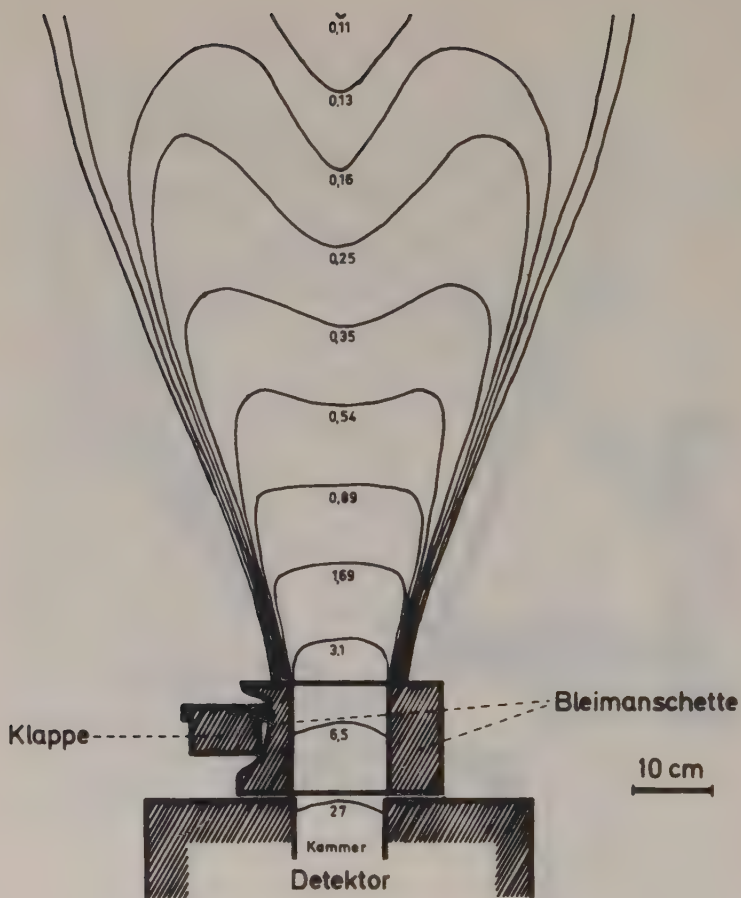


Abb.21. Isoimpulskurven (^{198}Au) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Schutzmanschette)

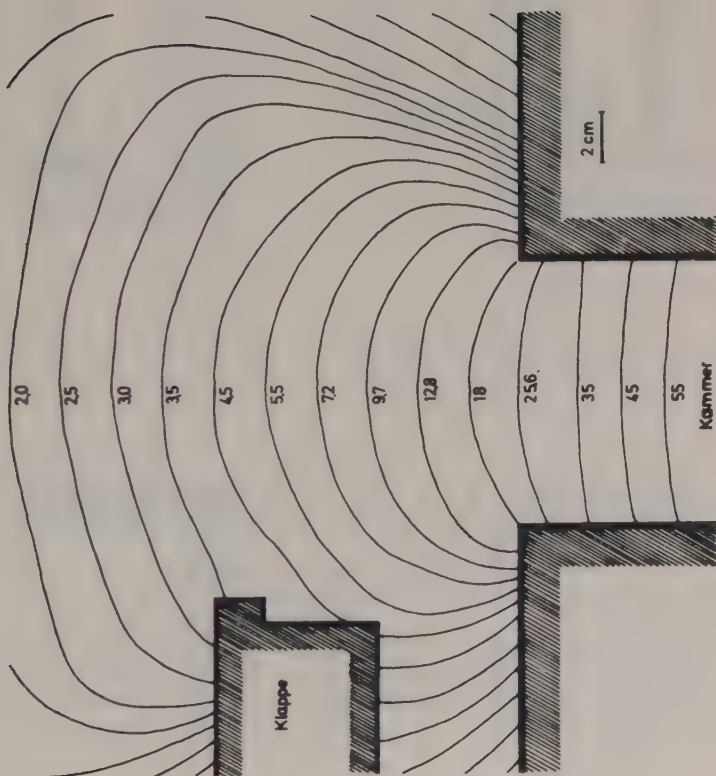


Abb.22. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (ohne Abschirmung)

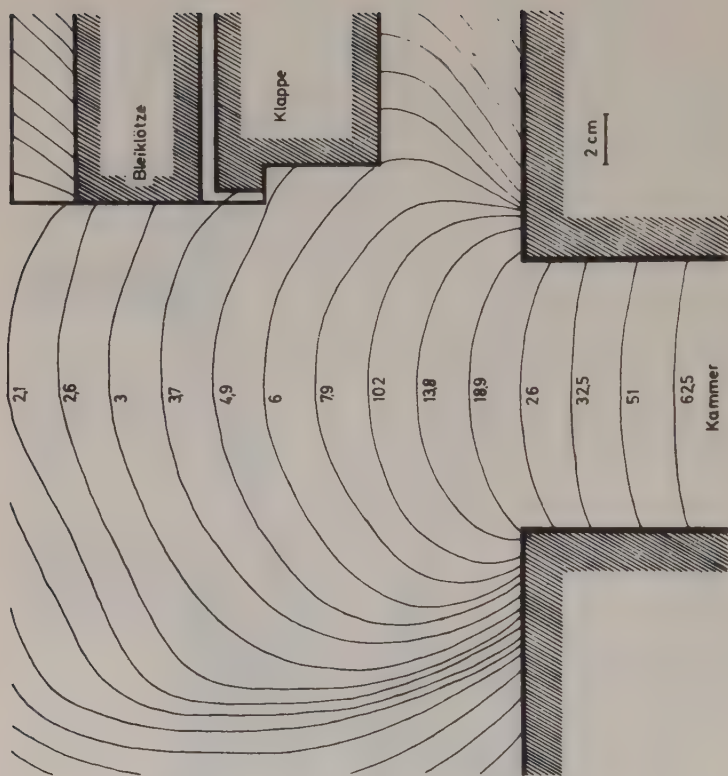


Abb.23. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Bleiklotze)

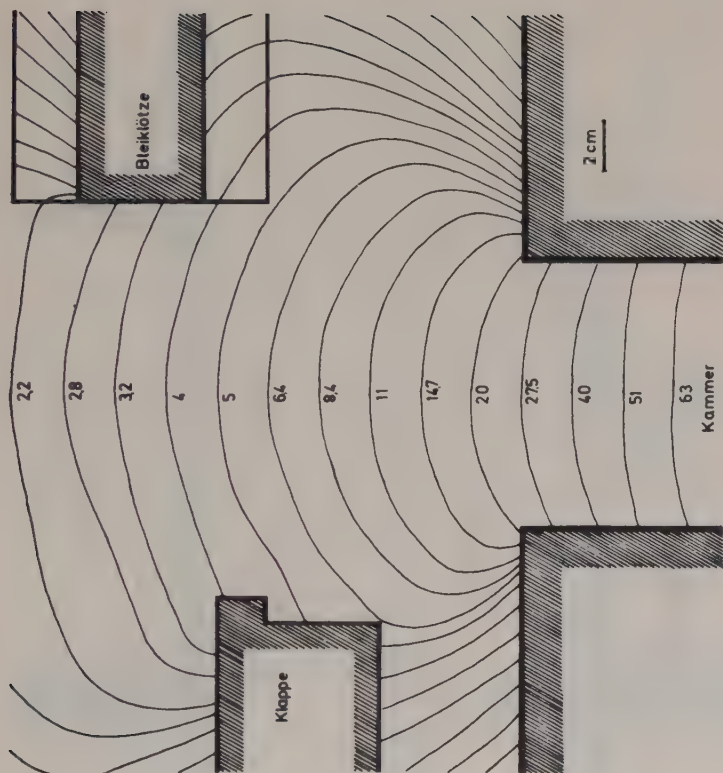


Abb.24. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Bleiklötze)

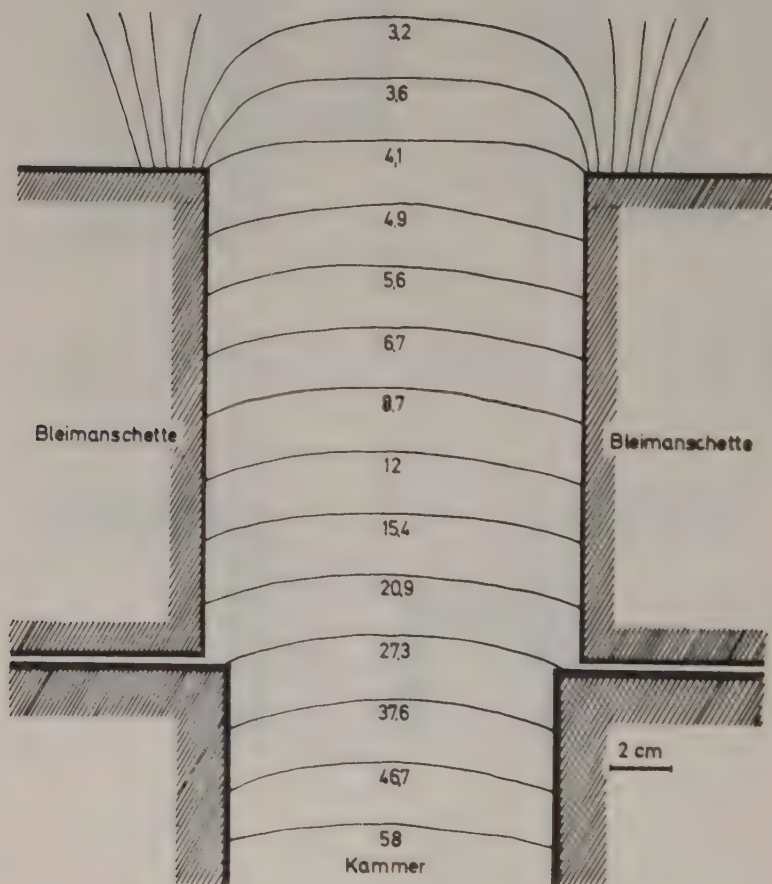


Abb. 25. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 20 cm (Abschirmung durch Schutzmanschette)

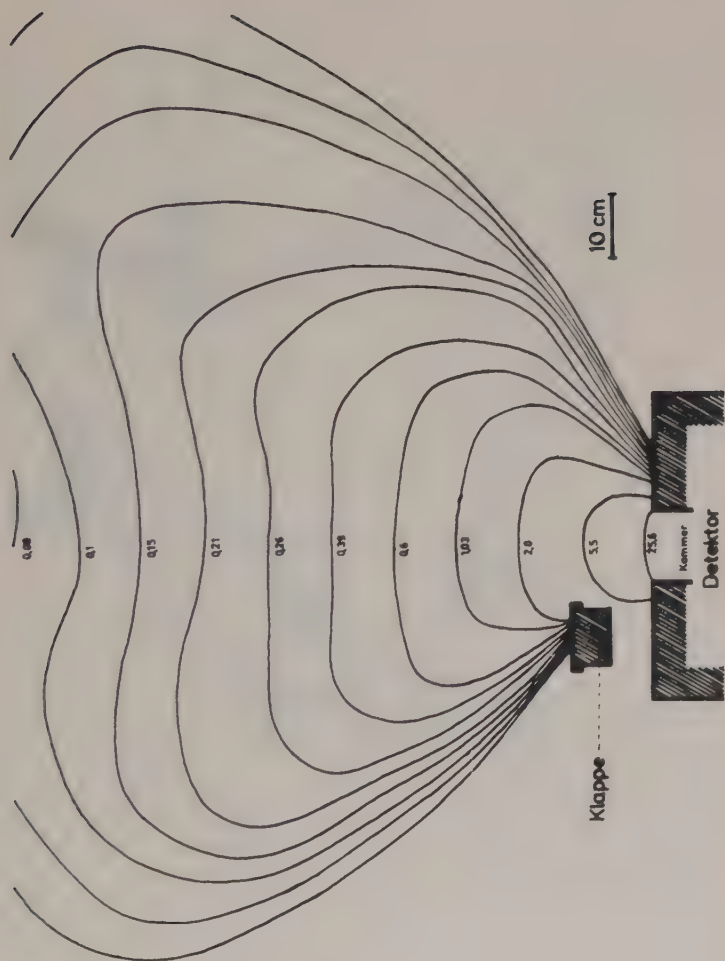


Abb.26. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (ohne Abschirmung)

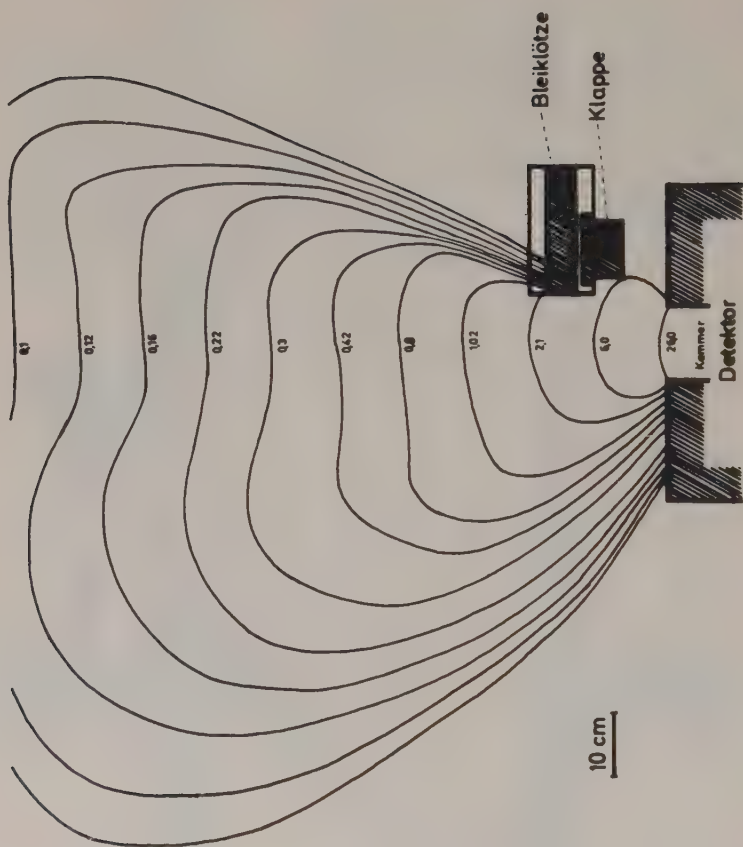


Abb.27. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Bleiklötze)

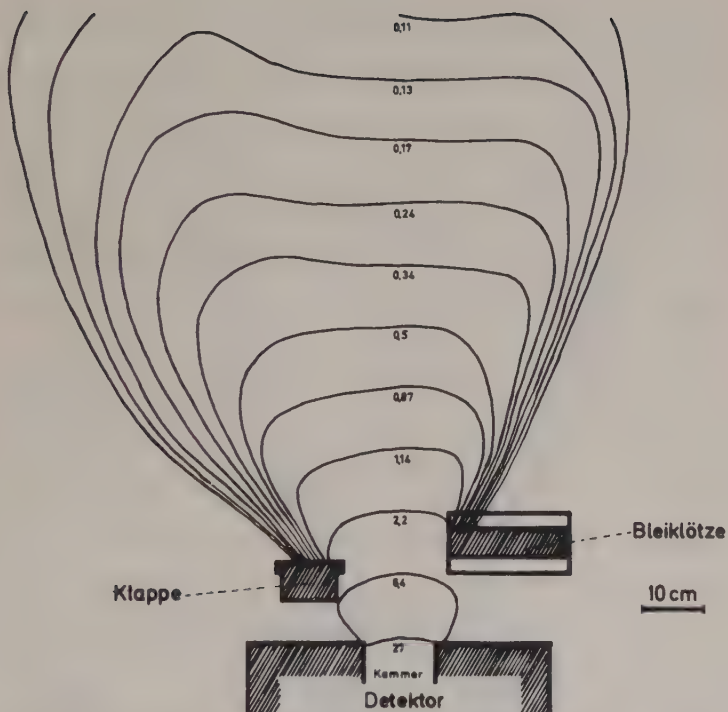


Abb.28. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Bleiklötze)

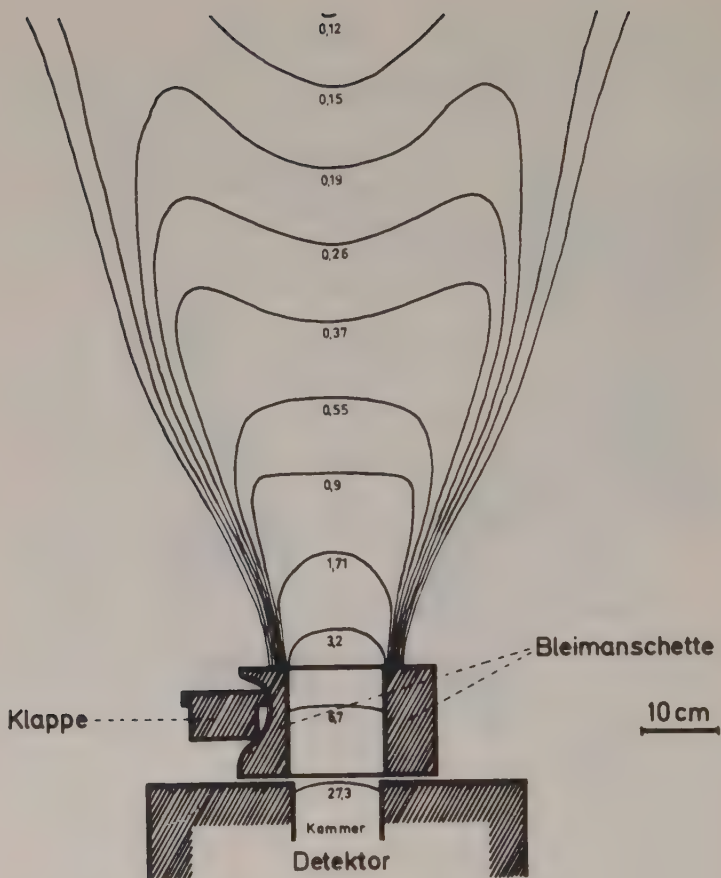


Abb.29. Isoimpulskurven (^{59}Fe) vor dem Detektor bis zu einer Entfernung von 1 m (Abschirmung durch Schutzmanschette)

5. D i s k u s s i o n

In der Meßkammer, die von dem Szintillator umgeben ist, nimmt die Nachweisempfindlichkeit einer Punktquelle bei Verschiebung nach der Kammerwand hin zu. Der Effekt ist im Kammermittelpunkt am stärksten ausgeprägt, um so weniger, je mehr die Strahlungsquelle nach außen oder innen vom Kammermittelpunkt entfernt ist. Außerhalb des Kammerbereiches, der von der Szintillationsflüssigkeit umgeben ist, nimmt der relative Wirkungsgrad nach der Kammerwand hin ab. (Der Kammerbereich, der von der Szintillationsflüssigkeit umgeben ist, ist auf den Abbildungen 10 bis 13 durch gestrichelte Linien gekennzeichnet.) Wird eine Strahlungsquelle auf der Achse der Meßkammer oder parallel dazu von der Kammermitte nach der einen oder anderen Seite verschoben, so verringert sich der Meßeffect. Die Nachweisempfindlichkeit verhält sich zunächst proportional dem Quadrat des Abstandes der Meßquelle von der Kammermitte. Wird bei der Entfernung der Meßquelle von der Kammermitte der von der Szintillationsflüssigkeit umgebene Kammerabschnitt verlassen, so ändert sich allmählich dieses Verhältnis Meßeffect-Abstand zur Kammermitte. Es wird dann bei weiterer Entfernung der Meßquelle nach außen oder innen umgekehrt proportional dem Quadrat des Abstandes. Bei energiereichen Radioisotopen sind der Anstieg der Nachweisempfindlichkeit bei seitlicher Verschiebung von der Kammerachse zu der Kammerwand (im Bereich der Szintillationsflüssigkeit) und die Abnahme des Meßeffectes bei Vergrößerung des Abstandes von der Kammermitte größer als bei energiearmen Radioisotopen. Zur Verdeutlichung des Verhaltens

der Nachweisempfindlichkeit einer Strahlungsquelle in der Meßkammer sollen Abbildung 30 und 31 dienen: Abbildung 30 zeigt den Meßeffect einer ^{59}Fe und einer ^{137}Cs Strahlungsquelle, die auf Linien bewegt werden, die senkrecht zur Kammerachse durch den Kammermittelpunkt (a), 4 cm parallel zu a (=untere Kurve) (b) verlaufen. Abbildung 31 stellt den Meßeffect derselben Strahlungsquellen dar, die auf der Kammerachse bewegt werden (^{59}Fe = durchgezogene Linie, ^{137}Cs = unterbrochene Linie). Die Isoimpulslinien verlaufen auf beiden Seiten der Kammerachse symmetrisch. In der Meßkammer selbst besteht bei geöffneter und geschlossener Klappe kein Unterschied in ihrem Verlauf. Erst ab einer Tiefe von 6 cm nach außen - die Klappe nimmt bei Verschluss diesen Bereich ein - ändert sich gering der Verlauf der Isoimpulskurven bei Verwendung der verschiedenen Abschirmungen. (s.u.!)

Auf den Abbildungen 14 bis 29 sind die Isoimpulskurven für die verschiedenen Radioisotope und Abschirmungen in dem Gebiet bis zu einem Meter vor dem Armac Scintillation Detector dargestellt. Folgende Faktoren sind für den Meßeffect einer strahlenden Substanz auf das Meßgerät von Bedeutung:

1. Der Abstand vom Detektor
2. Eine seitliche Verschiebung der Strahlenquelle gegenüber dem Detektor

Bei Vergrößerung des Abstandes der Strahlungsquelle von der Kammermitte und dem Meßgerät gelangt immer weniger Strahlung in den Detektor. Dabei verhält sich die Nachweisempfindlichkeit umgekehrt proportional dem Quadrat des Abstandes der Strahlungsquelle von der Kammermitte. Bei energiearmen Strah-

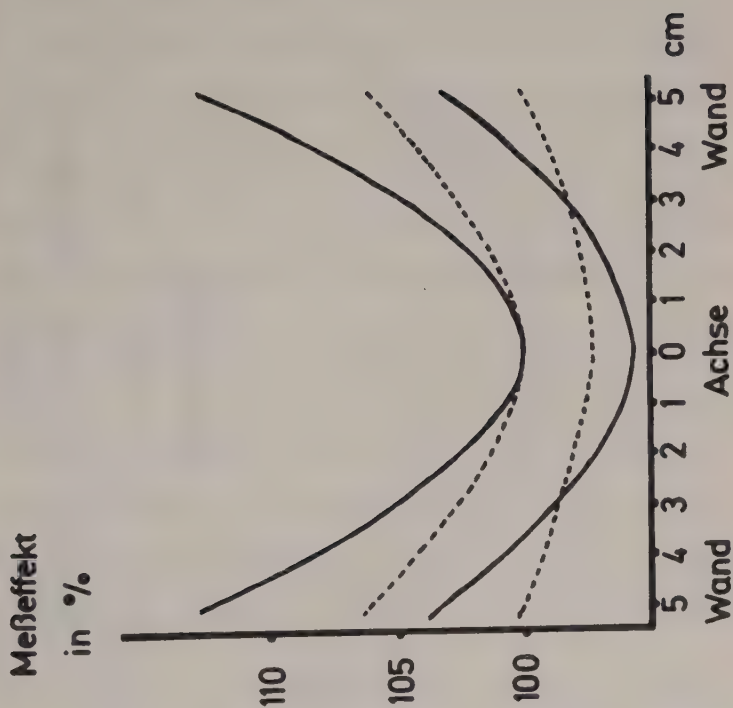


Abb.30. Meßeffect einer ^{59}Fe - und ^{137}Cs -Strahlungsquelle bei seitlicher Verschiebung in der Meßkammer (s.Text!)

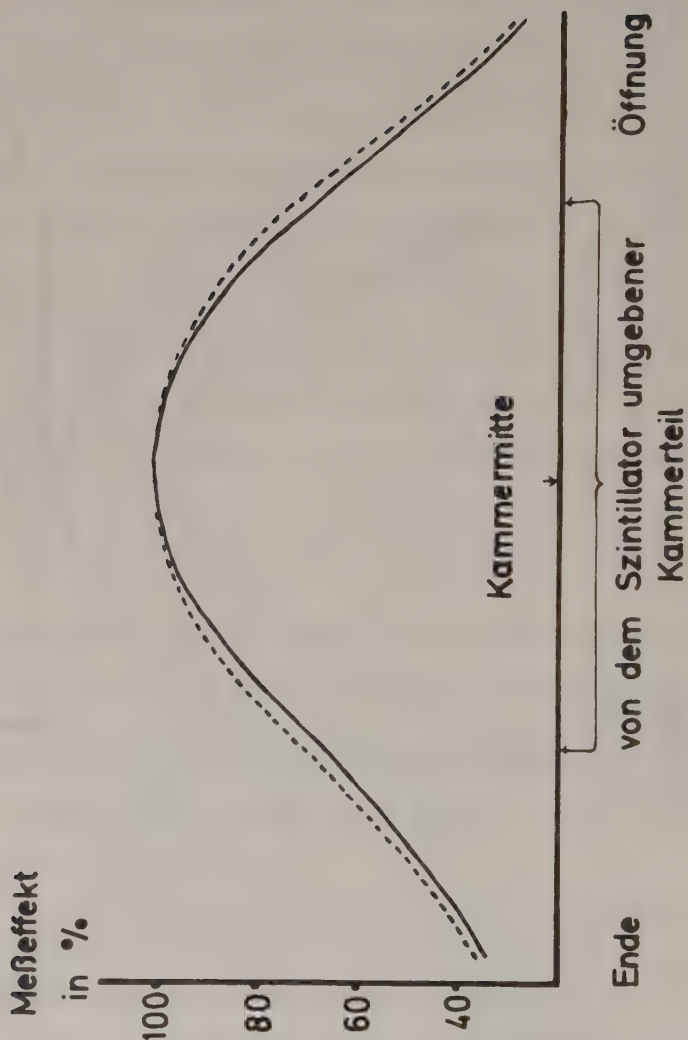


Abb.31. Meßeffect einer ^{59}Fe - und ^{137}Cs -Strahlungsquelle bei Verschiebung auf der Kammerachse (s.Text!)

lern ist der Abfall des Meßeffectes bei Vergrößerung des Abstandes von der Kammermitte etwas größer als bei härteren Strahlern, da die Absorption in der Luftschicht zwischen Meßquelle und Zählkammer größer ist. (Dieser Effekt verstärkt sich, wenn die Absorption nicht in Luft, sondern in Körpergewebe stattfindet.) Bei Verwendung der Bleiklötze und noch mehr bei Verwendung der Bleimanschette als Abschirmung liegt der Meßeffect für die gleiche Meßquelle bei gleichem Abstand auf der Kammerachse ab einer Tiefe von 6 cm höher als ohne Abschirmung. Je mehr also die Öffnung der Zählkammer abgeschirmt ist, um so höher ist der beobachtete Meßeffect einer Strahlungsquelle, die sich vor der Kammeröffnung auf der Kammerachse oder in der Nähe davon befindet. Bei einer mit einer ^{59}Fe -Quelle durchgeführten Messung ergaben sich folgende Werte (es sind die Impulsraten bei einer Meßzeit von einer Minute in der Kammermitte, 10 und 20 cm vor der Kammeröffnung auf der Kammerachse 1. ohne Abschirmung (a), 2. Klappe und Bleiklötze auf der gleichen Seite (b), 3. Klappe und Bleiklötze gegenüberliegend (c) und 4. Bleimanschette (d) wiedergegeben):

Impulse/min.	Kammermitte	10 cm	20 cm
a.	65915	4398	2019
b.	66165	4472	2084
c.	65811	4878	2120
d.	66031	5320	2617

Wie schon oben erwähnt, ändert sich der beobachtete Meßeffect einer Strahlungsquelle in der Zählkammer selbst bei Verwendung der verschiedenen Abschirmungen nicht. Erst ab einer Tiefe von 6 cm nach außen hin erhöht sich der be-

obachtete Meßeffect absolut um so mehr, je mehr die Kammeröffnung abgeschirmt ist. Das bedeutet auch, daß die Isoimpulskurven verschoben sind. Errechnet man aus den obigen Zahlen, wie hoch der Prozentsatz der registrierten Impulse in 10 und 20 cm Entfernung auf der Kammerachse im Vergleich zu der Impulsrate in der Kammermitte ist, so ergibt sich folgendes Bild:

	10 cm	20 cm
a.	6,6 %	3,1 %
b.	6,8 %	3,2 %
c.	7,4 %	3,3 %
d.	8,1 %	3,9 %

Auf der Abbildung 32 ist ebenfalls der unterschiedliche Meßeffect einer ^{59}Fe -Quelle bei den verschiedenen Abschirmungen dargestellt. Diese Abbildung zeigt auch, daß außerhalb der Meßkammer das Verhältnis Meßeffect zu Abstand umgekehrt proportional dem Quadrat der Entfernung der Meßquelle von dem Armac Scintillation Detector ist.

Bei seitlicher Verschiebung der Meßquelle vor dem Meßgerät verringert sich ebenfalls der beobachtete Meßeffect. Dieser Einfluß ist um so kleiner, je größer der Abstand der strahlenden Substanz von der Kammeröffnung ist, und umgekehrt. Ab einer Entfernung von 40 cm verlaufen die Isoimpulskurven zuerst nach außen - d.h.: die Nachweisempfindlichkeit nimmt bei seitlicher Verschiebung zunächst zu - um dann erst zum Detektor zurückzukehren. Dieses Verhalten des Wirkungsgrades bei seitlicher Verschiebung ab einem Abstand von 40 cm vor dem Meßgerät zeigt sich um so deutlicher,

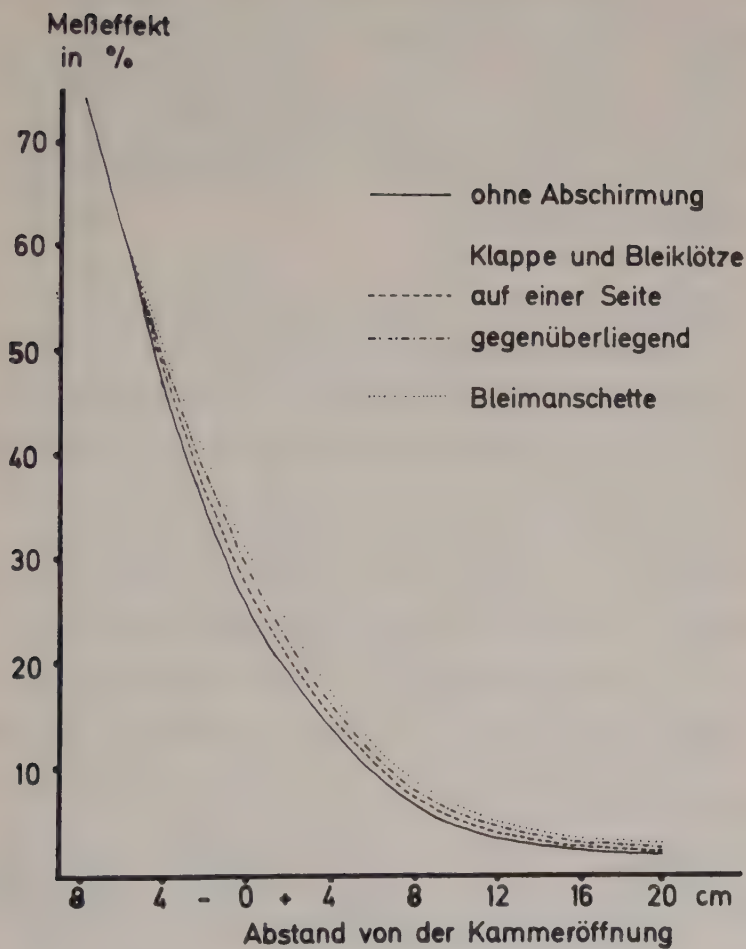


Abb.32. Meßeffect einer ^{59}Fe -Quelle bei Verschiebung auf der Ordinatenachse von einer Tiefe von 6 cm in der Meßkammer bis zu einer Entfernung von 20 cm vor dem Detektor

je weiter die Meßquelle von dem Gerät entfernt ist. Je mehr die Kammeröffnung abgeschirmt ist, um so eher sinkt bei seitlicher Verschiebung der Meßeffect ab. Abbildung 33 und 34 zeigen die Nachweisempfindlichkeit für eine ^{59}Fe und ^{198}Au Quelle, die senkrecht zur Kammerachse in einem Abstand von 30 cm von dem Detektor seitlich bei den verschiedenen Abschirmungen verschoben werden. Der Meßeffect der energieärmeren ^{198}Au -Quelle nimmt dabei etwas stärker ab als der der härteren ^{59}Fe -Quelle.

Verfolgt man den Verlauf der Isoimpulskurven (z.B. die Isoimpulskurve, die in einem Meter Abstand vor dem Detektor die Kammerachse kreuzt; der Meßeffect auf ihr beträgt 0,1%), so sieht man, daß sie sich ohne Abschirmung weit nach beiden Seiten vorwölben, ehe sie zur Vorderseite des Detektors und nach der Kammeröffnung hin zurückkehren. Schon der Schutz der Kammerklappe bewirkt eine deutlich geringere seitliche Vorwölbung der Isoimpulskurven. Die Verwendung der Bleiklötze als Abschirmung läßt sie erheblich früher zum Gerät abbiegen. Bei Gebrauch der Schutzmanschette ist der Verlauf der Isoimpulskurven auf einen schmalen, bei weiterer Entfernung allmählich breiter werdenden Sektor beidseits der Kammerachse beschränkt. Bei der ^{59}Fe -Quelle sind die Isoimpulskurven bei allen Abschirmungen etwas weiter ausgebuchtet als bei der ^{198}Au -Quelle.

Welche Bedeutung die hier geschilderten Ergebnisse für die Praxis haben, sei an einem Beispiel erläutert:
Die routinemäßige Bestimmung der Leberdurchblutung erfolgt

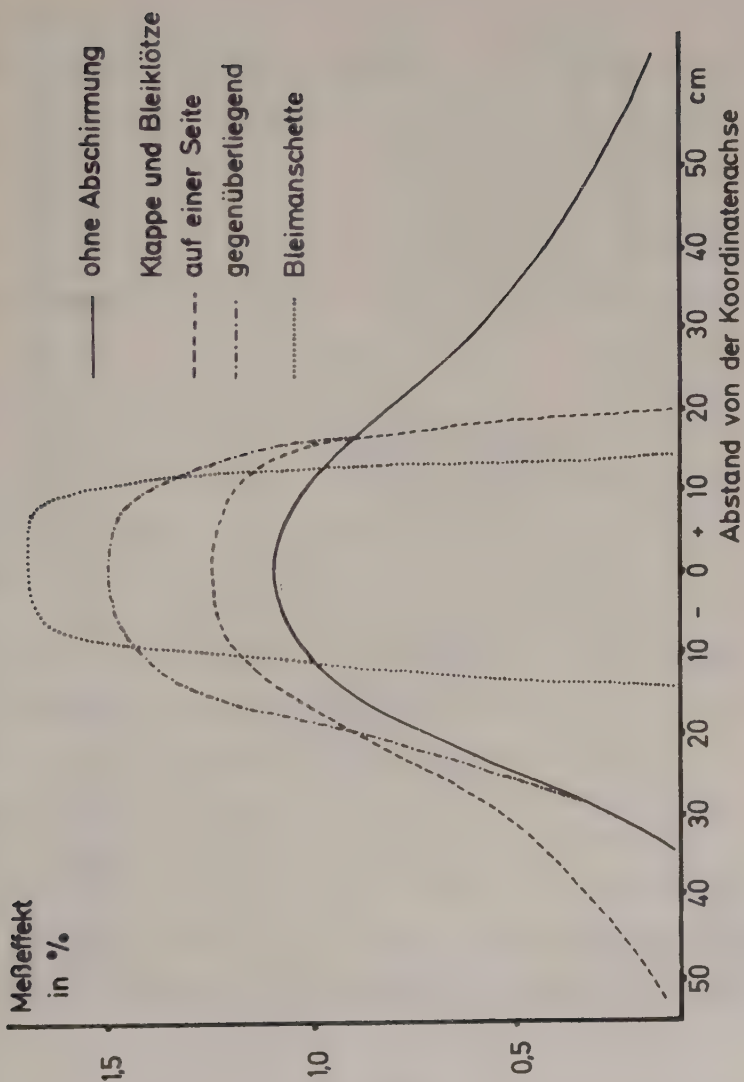


Abb.33. Meßeffect einer ^{59}Fe -Quelle bei seitlicher Verschiebung gegenüber dem Detektor in einem Abstand von 30 cm

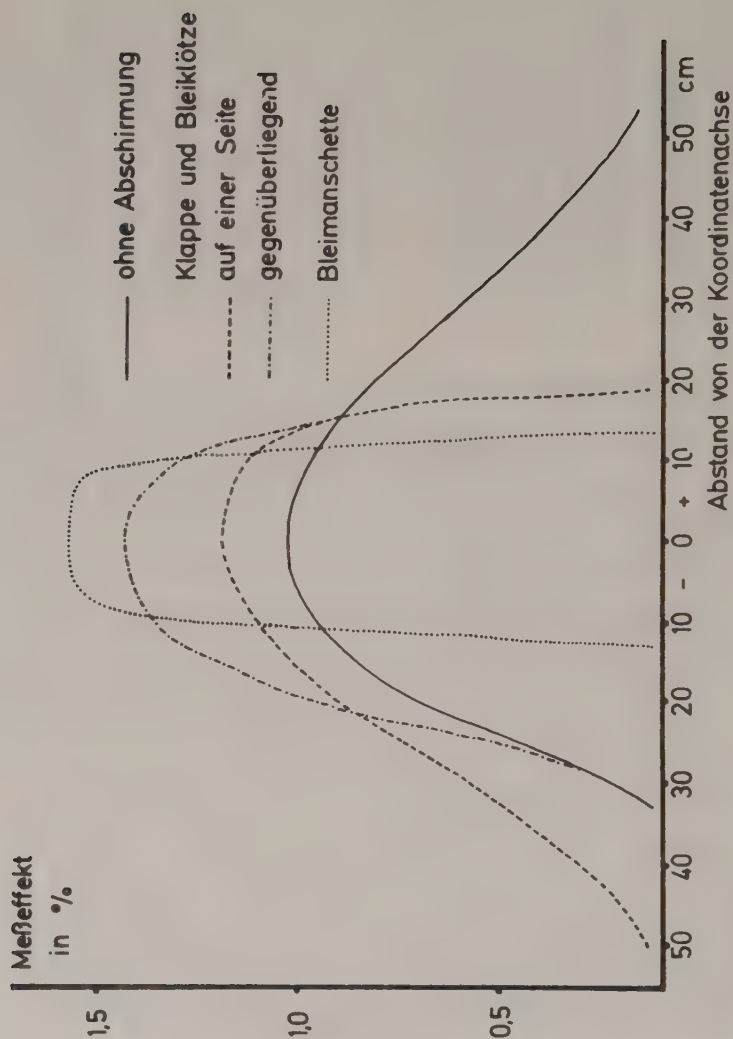


Abb. 34. Meßeffect einer ^{198}Au -Quelle bei seitlicher Verschiebung gegenüber dem Detektor in einem Abstand von 30 cm

heute häufig durch eine intravenöse Injektion von kolloidalen Radiogold. Aus der Messung der Eliminationsgeschwindigkeit dieser Substanz und ihrer Anreicherung in der Leber kann bei gleichzeitiger Bestimmung des Gesamtblutvolumens die Leberdurchblutung ermittelt werden. Da das Radiogold nicht in extravasale Räume abwandern kann, kann die Bestimmung der Blutaktivität auch durch Externmessungen erfolgen. Für letztere kann der Armac Scintillation Detector eingesetzt werden. Der Patient steckt während der Untersuchung seinen Arm in die Meßkammer, sodaß das im Unterarm kreisende Blut beziehungsweise die in ihm enthaltene Aktivität gemessen werden kann. Die hohe Nachweisempfindlichkeit des Detektors erlaubt statistisch gesicherte Messungen auch bei geringen applizierten Dosen. Liegt der Patient während der Untersuchung auf einer Bahre vor dem Detektor, so wird das in der Leber akkumulierte Radiogold in zunehmenden Maße den Meßeffect beeinflussen. (Das Lebergebiet liegt bei durchschnittlicher Körpergröße des Patienten in einem Abstand von 30 bis 40 cm vor dem Detektor 15 bis 30 cm seitlich von der Kammerachse entfernt.) Die Messung der Blutelimination wird dadurch verfälscht, sie erscheint verzögert. Verwendet man Bleiklötze als Abschirmung, so liegt die Leber außerhalb der 1 %-Isoimpulskurve, bei Benutzung der Bleimanschette sogar außerhalb der 0,1 %-Isoimpulskurve. Die Anreicherung von Radiogold in der Leber kann sich in diesen Fällen nicht mehr auf das Meßergebnis auswirken.

Aus den Ergebnissen der abschließend durchgeführten Versuchsreihen sieht man, daß die Größe eines radioaktiven Prä-

parates in der Zählkammer keinen Einfluß auf die Genauigkeit des Meßergebnisses hat. Voraussetzung ist allerdings, daß sich das Präparat in der Mitte der Meßkammer befindet oder zumindest seine Lage während der Messung nicht verändert wird.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Es wurde die Meßgeometrie eines speziellen Strahlungsmeßgerätes, des Armac Scintillation Detectors, untersucht. Der Armac Scintillation Detector ist ein Gerät, das mit einem flüssigen Szintillator arbeitet. Zur Darstellung der Isoimpulskurven wurden annähernd punktförmige Strahlenquellen (^{131}J , ^{198}Au , ^{137}Cs und ^{59}Fe) auf einem rechtwinkligen Punkt-Koordinatensystem verschoben und der relative Meßeffect - bezogen auf den Mittelpunkt der zylinderförmigen Meßkammer - für jeden einzelnen Punkt bestimmt. Die Isoimpulskurven verlaufen innerhalb der Meßkammer symmetrisch. Der relative Meßeffect einer Strahlenquelle nimmt innerhalb des Kammerteils, der von der Szintillationsflüssigkeit umgeben ist, bei seitlicher Verschiebung von der Kammerachse zur Kammerwand hin zu und zwar um so mehr, je näher die Quelle dem Kammermittelpunkt ist. Außerhalb des von der Szintillationsflüssigkeit umgebenen Kammerteils, aber noch innerhalb der Kammer, nimmt bei seitlicher Verschiebung der Meßquelle zur Kammerwand hin der Meßeffect ab. Bei Entfernung einer Meßquelle von der Kammermitte (auf der Kammerachse oder parallel dazu) nimmt die Nachweisempfindlichkeit in einem Verhältnis ab, das proportional dem Quadrat des Abstandes von der Kammermitte ist. Wird bei weiterer Entfernung die Grenze, die den von der Szintillationsflüssigkeit umgebenen Kammerteil von dem übrigen Kammerteil trennt, überschritten, so wird dieses Verhältnis umgekehrt proportional. Außerhalb der Meßkammer nimmt die Nachweisempfindlichkeit bei Entfernung von dem Gerät ebenfalls in einem Verhältnis ab, das umgekehrt

proportional dem Quadrat des Abstandes der Meßquelle von der Kammermitte ist. Bei seitlicher Verschiebung gegenüber dem Detektor wird der Meßeffect um so eher kleiner, je geringer der Abstand von dem Gerät ist und je mehr die Kammeröffnung durch Blei abgeschirmt ist. Die Abnahme des Meßeffectes bei seitlicher Verschiebung und mit der Entfernung ist bei energiereichen Strahlern etwas geringer als bei energiearmen. Durch die Bleiabschirmung wird erreicht, daß bei offener Klappe bei Untersuchungen am Patienten die in einzelnen Organen akkumulierte Aktivität die Messung der Blutaktivität im Unterarm nicht beeinflusst. Abschließend wurde durch eine Versuchsreihe festgestellt, daß die Größe eines radioaktiven Präparates in der Meßkammer keinen Einfluß auf das Meßergebnis hat.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

1. Becker, G. und K.W. Schneider: Ein Beitrag zur Leberfunktionsdiagnostik (Hepatoogramm) mit radioaktivem, kolloidalem Gold (^{198}Au). Strahlentherapie 124 (1964), 205.
2. Benacerraf, B., B.N. Halpern, C. Stiffel, S. Cruchaud and G. Biozzi: Phagocytose d'une fraction du serum chauffe et iodé par le systeme reticuloendothelial et comportement consecutif de ses cellules a l'egard d'autres colloides. Ann. Inst. Pasteur 89 (1955), 601.
3. Benacerraf, B., G. Biozzi, B.N. Halpern, C. Stiffel and D. Mouton: Phagocytosis of heat denatured human serum albumin labeled with J- 131 and its use as a means of investigating liver blood flow. Brit. J. exp. Path. 38 (1957), 35.
4. Biozzi, G., B. Benacerraf, B.N. Halpern, C. Stiffel and B. Hillemand: Exploration of the phagocytic function of the reticuloendothelial system with heat denatured human serum albumin labeled with J- 131 and application to the measurement of liver blood flow, in normal man and in some pathologic conditions. J. Lab. Clin. Med. 51 (1958), 230.
5. Cohen, Y., J. Wepierre, C. Engelmann et O. Costerousse: Etude pharmacologique de deux composés iodés (Rose bengale et diodone) utilisé dans l'exploration fonctionnelle humaine. Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962, S. 405.
6. Dobson, F.L., G.N. Gofmann, H.B. Jones, L.S. Kelly and L.A. Walker: I. Studies with colloids containing radioisotopes of yttrium, zirconium, columbium and lanthanum.
II. The controlled selective localization of radioisotopes

of yttrium, zirconium and columbium in the bone marrow, liver and spleen. *J. Lab. Clin. Med.* 34 (1949), 305.

7. Dobson, F.L. and H.B. Jones: The behaviour of intravenously injected particulate material. Its rate of disappearance from the blood stream as a measure of liver blood flow. *Acta Med. Scand.* 144 Suppl. (1952), 273.

8. Dyrbye, M.O. and L.K. Christensen: Clinical value of the radioactive rose bengal liver function test. *Acta Med. Scand.* 167 (1960), 239.

9. Eichhorn, H.J., H. Ernst und H. Berndt: Die Funktionsprüfung des reticulo-endothelialen Systems der Leber mit kolloidalem Radiogold bei malignen Tumoren und Hämoblasten. *Strahlentherapie* 118 (1962), 112.

10. Fassbender, H.: Einführung in die Meßtechnik der Kernstrahlung und die Anwendung der Radioisotope. 2. Aufl., Stuttgart 1962, S. 41-44.

11. Ferrini, O., M. Bestagno, P. Biassoni et G.L. Perroni: L'exploration fonctionnelle du foie par les clearances combinées du rose-bengale marqué à J^{131} et de l'or colloïdal radioactif. *Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung* Bad Gastein 1962 S. 368.

12. Fischer, J. und R. Wolf: L'exploration morphologique et fonctionnelle de la rate à l'aide des isotopes. IX. Kongreß der Europäischen Hämatologischen Gesellschaft Lissabon 26.-31.8.1963.

13. J. Fischer, R. Wolf: Das Funktionsbild der sequestratorischen Leistung des reticuloendothelialen Systems. *Bull. Schweiz. Akad. Med. Wiss.* 31 (1964), 570.

14. J. Fischer, R. Wolf: Die Sequestrationsleistung des RES bei

- malignen Erkrankungen, geprüft mit radioaktiven Substanzen. Radioisotope in der Onkologie, Nucl. Med. Suppl., Schattauer Verlag Stuttgart 1965, S. 239.
15. Gabrieli, E. R.: The velocity at which radioactive colloids disappear from the blood. Studies on the function of the reticulo-endothelial system. Acta Physiol. Scand. 23 (1951), 283.
16. Halpern, B. N., G. Biozzi, G. Pequignot, B. Delaloye, C. Stiffel et D. Mouton: Mesure de la circulation sanguine, du foie et de l'activité phagocytaire du système reticulo-endothelial chez le sujet normal et le sujet cirrhotique. Path. Biol. 7 (1959), 1637.
17. Lang, N.: Untersuchungen mit J^{131} -Bengalrosa, J^{131} -Bili-grafin, S^{35} -Bromsulphalein und Cl^{14} -Persantin zur Speicher- und Ausscheidungsfunktion der Leber. Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962, S. 416.
18. Lowenstein, J. M.: Radioactive rose bengal test as quantitative measure of liver function. Proc. Soc. Exper. Biol. and Med. 93 (1956), 377.
19. Mac Intyre, W. J., J. H. Christie, D. Koch-Weser and G. Gomez Crespo: The ratio of colloidal gold-rose bengal clearance as a differential measurement of impaired hepatic function. Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962, S. 378.
20. Mac Intyre, W. J., J. M. Moses and R. L. Schapiro: The relationship of cardiac output to hepatic blood flow. Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962, S. 362.
21. McLaren, J. R., J. T. Galambos and W. D. Drew: The use of radioactive compounds for evaluating liver function. Nuklear-Medizin 2 (1961), 115.

22. Pabst, H.W., P. Peller und W. Behringer: Isotopenstudien über die Leberdurchblutung und ihre Beeinflussbarkeit. Klin. Wschr. 40 (1962), 505.
23. Packard: Operating manuell of Modell 440 Armac Scintillation Detector. La Grange, Illinois 1960.
24. Razzak, M.A., and H.N. Wagner: Measurement of hepatic blood flow by colloidal gold clearance. J. appl. Physiol. 16 (1961), 1133.
25. Shaldon, S., L. Chianussi, L. Guevara, J. Caesar and S. Sherlock: The estimation of hepatic flow and intrahepatic shunted blood flow by colloidal heat-denatured human serum albumin labeled with ^{131}I -J. J. Clin. Invest. 40 (1961), 1346.
26. Sheppard, G.W., J. Gilbert and P.F. Hahn: Disappearance of isotopically labeled gold colloids from the circulation of the dog. Amer. J. Physiol. 164 (1951), 345.
27. Taplin, G.V., O.M. Meredith jr. and H. Kade: Radioactive (^{131}I -tagged) rose bengal uptake and excretion test for liver function using external gamma-ray scintillation counting techniques. J. Lab. a. Clin. Med. 45 (1955), 665.
28. Taplin, G.V., E.K. Dore and D.E. Johnson: Clinical studies of reticuloendothelial functions with colloidal suspensions of human albumin J- ^{131}I . UCLA report (Biology and Medicine) Sept. 1961.
29. Taplin, G.V., E.K. Dore and D.E. Johnson: Reticuloendothelial functions in man. Tracer studies with colloidal suspensions of human albumin J- ^{131}I . Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962 S. 346.
30. Torrance, H.B. and A.H. Gowenlock: Radioactive colloidal clearance techniques to measure liver blood flow in man.

Clin.Sci.22 (1962),413

31.Vetter,H.,Falkner,R.and Neumayr,A.:The disappearance rate of radiogold from the circulation and its application to the estimation of liver blood flow in normal and cirrhotic subjets.J.Clin.Invest.33 (1954),1594.

32.Vetter,H.,Grabner,G.,Höfer,R.,Neumayr,A.and Parzer,O.: Comparison of liver blood flow values estimated by the Bromsulphalein and by the radiogold method.J.Clin.Invest.35 (1956),825.

33.Wolf,F.,N.Henning und G.Kleyensteiber:Die Simultanmessung von J^{131} -Bengalrot und Au^{198} -Kolloid zur Prüfung von Leberdurchblutung und Leberzellfunktion.Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung Bad Gastein 1962 S.386.

34.Wolf,R.und J.Fischer:Physical aspects of the topographic and functional investigation of the human spleen using radioisotopes.IX.Kongreß der Europäischen Hämatologischen Gesellschaft Lissabon 26.-31.8.1963.

L e b e n s l a u f

Am 17. April 1940 bin ich, Hans Jörg Pongs, in Bechtheim (Kreis Worms) als Sohn des Pfarrers Erich Pongs und seiner Ehefrau Lieselotte, geb. Peter, geboren. Von Ostern 1946 ab besuchte ich 5 Jahre lang die Volksschule in Bechtheim. Im Frühjahr 1950 wurde ich in die Sexta des Realgymnasiums in Wöllstein (Kreis Alzey) aufgenommen. Von dort wechselte ich Ostern 1952 auf den humanistischen Zweig des Staatlichen Gymnasiums in Bad Kreuznach über, das ich im Frühjahr 1960 mit dem Zeugnis der Reife verließ. Ich ging nun auf die Johannes Gutenberg-Universität in Mainz, um mich dem Studium der Medizin zu widmen. Ostern 1961 bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung, im Herbst 1962 die ärztliche Vorprüfung. Im Sommer 1966 legte ich an der Universität in Mainz die ärztliche Prüfung ab. Anschließend war ich vom 1. Oktober 1966 bis zum 28. Februar 1967 an der Urologischen Klinik der Stadt Augsburg, vom 1. März bis zum 30. Juni 1967 an der Chirurgischen Klinik der Stadt Augsburg und vom 1. August bis zum 31. Dezember 1967 an der Gynäkologischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Lavingen (Kreis Dillingen) als Medizinalassistent tätig.

